

*Pedro Miguel Gomes Nicolau*

**Implantes Endoósseos com Carga Imediata**  
**Avaliação Clínica e Biomecânica**

---

Coimbra, 2007



Dissertação de candidatura ao grau de Doutor apresentada  
à Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra



#### **ORIENTADORES**

Professor Doutor João Luís Maló de Abreu

Professor Doutor Fernando Alberto Deométrio Rodrigues Alves Guerra

A elaboração deste trabalho decorreu no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, e no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

A Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra não aceita qualquer responsabilidade em relação à doutrina e à forma desta dissertação  
(Regimento da Faculdade de Medicina de Coimbra, 1931, Art. 108, &único).



Ao meu pai Silvério  
e à minha mãe Maria José



À minha mulher Isabel  
e aos meus filhos Rita e Francisco



Aos meus amigos



Ao Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial,  
À Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra



## *Agradecimentos*

Este trabalho é o resultado do esforço de várias Pessoas e Departamentos da Universidade de Coimbra. Gostaríamos de exprimir-lhes aqui o nosso profundo reconhecimento, mesmo que por esquecimento não os venhamos a mencionar, de seguida, particularmente.

Ao Professor Doutor João Luís Maló de Abreu que nos incentivou, com vigor, para progredirmos na carreira académica. Ao distinguir-nos com a honra de aceitar a orientação deste trabalho transmitiu-nos a responsabilidade de nos dedicarmos com rigor a uma causa que ele conhece melhor que ninguém, o de servir a Medicina Dentária da Universidade de Coimbra. Esperamos estar à altura deste desafio e continuarmos a merecer a sua confiança.

Ao Professor Doutor Fernando Alves Guerra que nos ofereceu ao longo destes anos o privilégio da sua amizade e nos concedeu também a honra de aceitar ser co-orientador da presente dissertação. Reconhecemos com gratidão o valor dos preciosos conhecimentos científicos que nos transmitiu, bem como o seu incentivo constante.

Ao Professor Dr. Branquinho de Carvalho, meu amigo e mestre, sempre disponível a ajudar, o nosso profundo agradecimento e, o reconhecimento por tudo o que fez pela nossa disciplina.

Ao Professor Doutor Nuno Rilo pelo tempo e paciência que nos dispensou, bem como pelos ensinamentos essenciais de mecânica. Sem os seus conhecimentos e a sua experiência no método dos elementos finitos teria sido impossível efectuar este trabalho.

Ao Professor Urs Brägger e a Dra. Rigmor Persson pelo apoio dado na leitura das imagens radiográficas.



À Professora Doutora Isabel Poiars Batista pelo aconselhamento na utilização duma terminologia periodontológica adequada.

À Dra. Rita Reis, o nosso reconhecimento, cujo trabalho e dedicação a esta investigação foi inquestionavelmente uma mais valia para a sua realização. O apoio dado aos pacientes e a organização dos ficheiros clínicos aliviou em muito a nossa tarefa.

Ao Dr. Tony Rolo pelo acompanhamento da evolução desta dissertação, particularmente na ordenação das imagens radiográficas.

À Dra. Sónia Fangaia pelo seu empenho e dedicação exemplar os quais foram para nós uma preciosa ajuda neste tempo de menor disponibilidade.

Ao Dr. João Paulo Tondela pela sua participação activa na componente cirúrgica do estudo e na revisão dos temas científicos.

Ao Dr. João Carlos Ramos pela amizade e estímulo com que sempre nos presenteou.

Aos Drs. Cornélia Baumgartner e Cyrill Reber pela rigorosa monitorização deste ensaio clínico.

Ao Dr. Matteo Taomina pelo auxílio na bibliografia específica e nas imagens de microscopia.

Ao Dr. Michael Hotze e à empresa Straumann® pelo apoio financeiro.

Ao Dr. Anders Petersson pelo apoio técnico e científico com o Osstell™ Mentor.

Aos Drs. Nuno Sampaio, Fernando Mendes, Salomão Rocha, Júlio Fonseca e Paulo Palma pelo apoio dado durante o estudo clínico.

À Dra. Natércia Lourenço e aos Drs. José Carlos Henriques, Paulo Guimarães e Pedro Pestana, colegas docentes de Prostodoncia Removível, pelo espírito de camaradagem e paciência pela nossa momentânea menor disponibilidade.

À Dra. Joana Fialho, que nos auxiliou na análise estatística do estudo clínico.

À D. Maria José Bera e à D. Maria Lurdes Mendes que a partir da Biblioteca do Departamento nos ajudaram no trabalho de requisição de artigos científicos.

Aos restantes funcionários do Departamento que sempre estiveram disponíveis para a resolução de questões que surgiram ao longo da preparação desta dissertação.



## Sumário

1. Introdução
  - 1.1. Cicatrização inicial e regeneração óssea na interface osso-implante
  - 1.2. A regulação biomecânica do processo de osteointegração
  - 1.3. Fundamentos mecânicos para implantologia
  - 1.4. Factores biomecânicos que afectam a osteointegração
  - 1.5. Métodos de avaliação biomecânica da interface osso-implante e da estabilidade implantar
  - 1.6. Estudos numéricos com o método dos elementos finitos para simular a osteointegração implantar
  - 1.7. Estudos clínicos com protocolos para carga imediata ou precoce no sector posterior
  
2. Estudo numérico pelo método dos elementos finitos para simular a fase inicial da osteointegração
  - 2.1. Objectivos
  - 2.2. Materiais e Métodos
  - 2.3. Resultados
  - 2.4. Discussão
  - 2.5. Conclusões
  
3. Estudo clínico randomizado comparando o protocolo de carga imediata com o de carga precoce
  - 3.1. Objectivos
  - 3.2. Materiais e Métodos
  - 3.3. Resultados
  - 3.4. Discussão
  - 3.5. Conclusões
  
4. Resumo
  
5. Summary
  
6. Bibliografia
  
7. Anexos
  
8. Índice



## Introdução

---



## 1. Introdução

No final do século XX foram muitos os legados científicos deixados ao mundo. A implantologia dentária e a osteointegração fazem, com certeza, parte deles. A possibilidade de substituir dentes naturais por dispositivos artificiais implanto-suportados transformou radicalmente a Medicina Dentária, dando-lhe novas opções terapêuticas. Em muitas situações clínicas, a sua utilização constitui a primeira opção terapêutica devido ao seu excelente prognóstico e longevidade. Abriu-se, assim, um novo capítulo na reabilitação oral protética de pacientes desdentados, e existe ainda a esperança de que futuros avanços científicos nesta área possam beneficiar ainda mais pacientes.

Os benefícios da implantologia dentária baseados na evidência foram pela primeira vez apresentados à comunidade científica norte-americana por Bränemark, numa conferência na Universidade de Toronto em Maio de 1982, o rigor científico dos trabalhos apresentados catalizaram novas sinergias entre as disciplinas de cirurgia e prostodontia (Zarb *et al.* 2002). Desde então a sua técnica tem sido amplamente utilizada em todo o mundo (Adell *et al.* 1990). A aceitação por parte da comunidade desta nova técnica foi um processo longo, pois Bränemark, num artigo publicado em 1969, já tinha apresentado os resultados de estudos animais identificando os factores responsáveis pela cicatrização e estabilidade a longo prazo de implantes endoósseos em titânio. Esta foi a primeira referência bibliográfica dos princípios que condicionam o conceito publicado pelo mesmo autor, em 1977, e que ficou conhecido por osteointegração, definido como a união directa entre o osso e a superfície de um implante (Bränemark *et al.* 1977). Este conceito ia contra o pensamento científico da época que tinha estabelecido a necessidade de haver um tecido fibroso semelhante ao ligamento periodontal entre o osso e a superfície do implante (Linkow *et al.* 1970). O cepticismo mantinha-se em parte por razões metodológicas, pois era impossível na época, sectionar metal e osso intacto directamente por forma a confirmar histologicamente esta união (Albrektsson *et al.* 2005). O primeiro investigador a conseguir evidenciar esta união directamente

em cortes histológicos foi Schroeder, usando uma técnica inovadora que permitia efectuar cortes não descalcificados de osso e implante mantendo intacto o contacto entre eles. Chamou a esta união anquilose funcional (Schroeder *et al.* 1981). Mais tarde, também Bränemark definiu esta união como uma ligação funcional e estrutural entre osso vivo e organizado, e a superfície de um implante (Bränemark *et al.* 1985). Com esta definição, o conceito de osteointegração evoluiu no sentido de se considerar que havia um contacto directo de um osso estruturalmente normal (semelhante ao original) e a superfície de um implante sem qualquer intervenção de tecidos moles, rompendo assim definitivamente com o passado.

Com o aparecimento de novos métodos histológicos, verificou-se que este contacto além de ser dependente do tempo, nunca ocorre a 100% (Albrektsson *et al.* 1993). As dificuldades em determinar a quantidade de osso em contacto com o implante necessária para que um implante seja considerado osteointegrado levaram Zarb e Albrektsson (1991) a propôr uma definição baseada em critérios de estabilidade em vez de histológicos. Assim, a osteointegração é um processo no qual se consegue uma fixação rígida clinicamente assintomática e estável, entre materiais aloplásticos e o tecido ósseo durante as cargas funcionais (Zarb e Albrektsson 1991). Esta definição, mais clínica, é seguida actualmente pela maioria dos autores. Assim, a evolução do conceito de osteointegração deveu-se aos conhecimentos cada vez mais profundos deste processo, tanto do ponto de vista biológico como mecânico. No protocolo clássico de carga implantar, Bränemark em 1977, advogou que após a colocação cirúrgica de um implante deve existir um período de tempo sem carga, com os implantes colocados e mantidos a nível submucoso. Este período de tempo de pelo menos 3 meses para a mandíbula e de 5-6 meses na maxila (Bränemark *et al.* 1977; Adell *et al.* 1981; Albrektsson *et al.* 1986a) permite uma cicatrização e uma regeneração óssea na interface osso-implante sem que as forças oclusais ou as provenientes da musculatura oral possam perturbar esta cicatrização inicial. A razão que sustenta este procedimento baseava-se na forma encontrada para que estas forças não originassem micromovimentos na interface osso-implante que levassem à formação de uma interface fibrosa e ao fracasso implantar em pouco tempo (Adell *et al.* 1981). Uma outra razão prende-se com o facto do osso necrótico formado após a realização do leito implantar, não ter capacidade de suportar cargas, e por isso a necessidade de ser substituído por osso novo (Bränemark *et al.* 1977; Bränemark *et al.* 1983; Albrektsson *et al.* 1986). Este seria um dos requisitos entre outros para se conseguir uma união rígida entre o titânio e osso. Apesar deste tempo de espera sem carga ter sido determinado empiricamente, baseando-se na sua própria experiência clínica (Bränemark *et al.* 1985), o protocolo clínico bem definido e as taxas de sucesso elevadas, levaram a que esta prática clínica seja ainda hoje o “gold standard” seguido por muitos clínicos.

Ficaram no entanto muitas dúvidas se este requisito seria mesmo absolutamente necessário ou uma reserva terapêutica como foi sugerida por Henry e Rosenberg (1994). Apesar dos muitos estudos de carga imediata terem sido relatados como sucessos terapêuticos já desde 1979 (Ledermann

1979), a maioria são recentes (Chiapasco *et al.* 2001; Romeo *et al.* 2002; Calandriello *et al.* 2003a; Calandriello *et al.* 2003b; Glauser *et al.* 2003; Rocci *et al.* 2003; Glauser *et al.* 2005; Schincaglia *et al.* 2007). Os mais antigos revelaram um sucesso implantar menos previsível (Piliero *et al.* 1973; Brunski *et al.* 1979). Em relação a estes o encapsulamento fibroso em torno de um implante era um achado frequente, por razões que se prendiam com a técnica cirúrgica, os materiais e as geometrias dos implantes utilizados na época e a compreensão dos fenómenos mecânicos relacionados com a carga implantar. Todavia, mesmo actualmente, a maioria dos estudos são retrospectivos ou prospectivos com um número limitado de pacientes e poucos são os estudos randomizados controlados com um número significativo de pacientes para poder demonstrar o benefício de um protocolo de carga imediata sobre protocolo clássico de carga diferida (Gapski *et al.* 2003; Nkenke *et al.* 2006).

A existência de protocolos com carga imediata, surge por um lado, pelo conforto psicológico e funcional proporcionado mais cedo aos pacientes (Salama *et al.* 1995) e, por outro, pela percepção de que determinados requisitos do protocolo clássico se baseavam em geometrias e superfícies implantares que entretanto foram melhoradas, sendo mais favoráveis a um protocolo de carga com um tempo de espera mais reduzido (Szmukler-Moncler *et al.* 2000).

A utilização de implantes de uma fase cirúrgica, com uma superfície mais rugosa em vez de maquinada, parece permitir melhores condições para a realização de protocolos de carga imediata (Rocci *et al.* 2003; Shincaglia *et al.* 2007). O implante submergido durante a fase de cicatrização implicava sempre uma segunda cirurgia para a colocação dos pilares protéticos ou de cicatrização, tentando prevenir uma infecção pós-operatória e a invaginação de tecido epitelial para a interface osso-implante (Bränemark *et al.* 1977 e 1985). Num estudo animal realizado por Akagawa *et al.* comparando estes dois protocolos: implantes submersos (mantidos a nível submucoso) e não submersos (colocados cerca de 9 mm acima da mucosa), permitiu concluir através de observação histológica que alguns implantes não submersos tinham tecido fibroso interposto entre osso e o implante a nível apical. Isto deveu-se, segundo estes autores, à solicitação biomecânica precoce dos implantes nesta fase (Akagawa *et al.* 1986). Mais recentemente, outros estudos animais têm demonstrado que ambos os protocolos têm taxas de sobrevivência semelhantes (Abrahamsson *et al.* 1996; Ericsson *et al.* 1996; Fiorellini *et al.* 1999). Um estudo clínico multicêntrico randomizado com 84 pacientes e 115 implantes Astra Tech® System utilizados na reabilitação de pacientes desdentados parciais, concluiu que as alterações no nível ósseo peri-implantar durante a função, não dependem do facto da cicatrização ter ocorrido após um protocolo cirúrgico com o implante submergido ou não (Cecchinato *et al.* 2004). A vantagem de não ter que submeter o paciente a uma segunda cirurgia para expôr o implante é vista como uma mais valia e um procedimento habitual quando a estabilidade implantar inicial foi atingida e as condições clínicas, como a necessidade de material de enxerto ósseo ou a estética o permitam (Buser *et al.* 1999a). A utilização regular de um protocolo não submergido veio novamente questionar o protocolo clássico de Bränemark quanto à necessidade

de efectuar um período longo de espera. Por sua vez, a utilização de implantes de superfície rugosa como os implantes de superfície TPS -“Titânio Plasma Spray”, também reduziram este tempo de espera relativamente ao protocolo clássico. O implante ITI<sup>®</sup> (Straumann AG, Suíça) com superfície TPS podia ser submetido a carga oclusal ao fim de 3 meses em todos os locais com osso do tipo I a III segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985) e em ambos os maxilares (Buser *et al.* 1999a). Mais tarde, em 1998, os implantes ITI<sup>®</sup> com uma nova superfície rugosa de SLA -“Sandblasted with Large grit and Acid-etched”, reduziram ainda mais este tempo de cicatrização para seis semanas nas mesmas condições clínicas e muitos estudos *in vivo* demonstraram a sua superioridade em relação aos implantes TPS (Cochran *et al.* 1998; Buser *et al.* 1999b; Cochran *et al.* 2002).

Alguns estudos clínicos sugerem reduções graduais do tempo de cicatrização para determinar o tempo ideal de carga (Tawse-Smith *et al.* 2002, Tawse-Smith *et al.* 2001) e outros comparam as taxas de sucesso do protocolo de carga diferida com o de carga imediata (Lorenzoni *et al.* 2003; Romanos *et al.* 2006), para determinar se estes protocolos em termos de sucesso implantar são semelhantes. Todavia é necessário definir quais são os critérios de sucesso. A falta de uniformização na literatura destes critérios, deixa dúvidas para podermos comparar objectivamente estes estudos com diferentes protocolos de carga e determinar quais são os factores mais responsáveis pelo seu sucesso. No que respeita a estes factores, existe um consenso em torno da necessidade de quantificar dois deles: estabilidade primária e micromovimentos ao nível da interface osso-implante. Assim, métodos quantitativos para a avaliação da estabilidade primária e dos micromovimentos são essenciais para reduzir o tempo de espera sem prejudicar a osteointegração. Como até ao momento nenhum método está disponível para medir directamente os micromovimentos ao nível da interface osso-implante, a obtenção de valores de torque de inserção (VTI) ou de resistência ao corte no momento da colocação do implante (Johansson *et al.* 1994a) e a análise da frequência de ressonância (AFR) (Meredith *et al.* 1994; Meredith 1998a) são alguns dos métodos mais utilizados para determinar a estabilidade primária. Apesar destes métodos serem os mais utilizados alguns autores referem não terem encontrado uma correlação entre VTI e AFR para implantes com diferentes geometrias (da Cunha *et al.* 2004).

De facto, a investigação tem demonstrado que uma das primeiras causas que impede a osteointegração de um implante dentário são os micromovimentos excessivos entre a superfície do implante e o osso peri-implantar (Brunski 1993). Todavia, a medição das tensões e das deformações obtidas sobretudo ao nível da cortical óssea numa fase inicial da cicatrização, também podem constituir um elemento de diagnóstico fundamental para determinar se podemos efectuar um protocolo de carga imediata ou precoce. Perante cargas oclusais, as tensões acumuladas ao nível da cortical e as deformações daí resultantes podem promover uma maior reabsorção deste osso, comprometendo assim a estabilidade primária e a estabilidade do osso cortical marginal a longo prazo. Infelizmente, também até ao momento, nenhum método clínico está disponível para medir os valores de tensão e de deformação a este nível. A utilização de extensómetros tem

ocorrido em estudos experimentais com modelos animais e *ex vivos* (Cehreli *et al.* 2005), mas não em estudos clínicos. Com o desenvolvimento dos meios de cálculo e do “software”, a simulação pelo método dos elementos finitos (MEF) tem constituído, de forma crescente nos últimos trinta anos, um instrumento útil para prever os deslocamentos (micromovimentos), as tensões e as deformações induzidas no implante e no osso peri-implantar. A integração de um modelo recente de análise de elementos finitos num programa computadorizado pré-operatório que permite obter resultados em tempo real (Olsen *et al.* 2005) pode ser muito útil na obtenção desta informação no planeamento pré-operatório (Molly 2006).

Actualmente, podemos afirmar que de um modo geral os esforços da investigação biomecânica na área da implantologia procuram modelar o comportamento do processo de osteointegração no osso peri-implantar, com o objectivo de definir condições que permitam reduzir o tempo para reabilitar e realizar cargas funcionais (Natali *et al.* 2006a, Natali *et al.* 2006b).

Este nosso trabalho integra-se neste objectivo geral, procurando explorar as potencialidades de simulação e previsão do MEF e de um estudo clínico randomizado realizado no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Assim pretendemos esclarecer alguns dos fundamentos biomecânicos para o sucesso da osteointegração, sobretudo na sua fase inicial onde os implantes sujeitos a carga imediata ou precoce podem influenciar este processo. Para tal, utilizámos uma metodologia científica organizada por:

- Uma introdução composta por: uma revisão da literatura para compreender os fenómenos de remodelação e modelação óssea que ocorrem na fase inicial da osteointegração, a regulação biomecânica da osteointegração, os fundamentos mecânicos para implantologia e os factores biomecânicos que afectam a osteointegração implantar; uma apresentação dos métodos de frequência de ressonância e de análise de elementos finitos para avaliar as propriedades biomecânicas da interface osso-implante.
- Um estudo numérico pelo método do elementos finitos para simular a fase inicial da osteointegração.
- Um estudo clínico randomizado comparando o protocolo da carga imediata com o de carga precoce.

### **1.1. Cicatrização inicial e regeneração óssea na interface osso-implante**

A osteointegração de implantes partilha muitas semelhanças com a cicatrização óssea após fractura. Os pré-requisitos são: um ajuste inicial preciso entre os topos ósseos e neste caso entre o implante e o leito implantar ósseo; uma estabilidade mecânica primária (inicial) e um estímulo mecânico com cargas adequadas durante a fase de cicatrização (Schenk *et al.* 1998).

Para haver condições para uma correcta cicatrização óssea é necessário um ajuste inicial preciso entre o implante e o leito implantar para que seja conseguida uma boa estabilidade mecânica inicial após a colocação do implante. Todavia a congruência tridimensional perfeita não existe, haverá sempre micro ou macro fendas e espaços na interface osso-implante (Bränemark *et al.* 1985). No entanto, a estabilidade é conseguida facilmente quando existe uma quantidade e qualidade de osso suficiente na margem cortical e apical do implante. Ou seja, a espessura da cortical deve ser suficiente para estabilizar o implante em conjunto com uma quantidade suficiente de trabéculas ósseas no osso esponjoso.

Todo o procedimento cirúrgico para a colocação de um implante, eventualmente, com a incisão da mucosa e o descolamento do retalho mucoperiósteo para a preparação do leito implantar através do osso cortical e esponjoso, com a colocação final do implante, levam a uma série de agressões mecânicas a estes tecidos. Ao nível do tecido ósseo a cicatrização é um processo mais complexo e demorado do que a nível dos tecidos moles e envolve várias etapas distintas no osso cortical e no esponjoso. No osso cortical a formação de osso novo na superfície do implante vai ocorrer só depois de reabsorvido o tecido necrótico mineralizado resultante do colapso da vascularização por compressão do implante (de diâmetro ligeiramente maior que o leito implantar preparado), ao passo que no osso esponjoso a formação de tecido osteóide (osso imaturo recém-formado) e a osteointegração ocorre mais cedo no processo de cicatrização. Roberts *et al.* em 1987, relatam que aproximadamente 1mm de osso cortical adjacente ao leito implantar sofre necrose pós-operatória, apesar de uma correcta técnica cirúrgica e que a remodelação óssea seria sempre necessária para reparar esta zona (Roberts *et al.* 1987).

Imediatamente após a colocação do implante, é desejável que qualquer espaço ou defeito ósseo entre o implante e o osso seja preenchido por sangue e formado um coágulo. Durante os dias seguintes, o coágulo sanguíneo irá maturar e ser substituído por um tecido de granulação rico em neutrófilos e macrófagos. Os leucócitos são responsáveis pela descontaminação da ferida e dos espaços medulares do osso periférico vital e posteriormente proliferam neovasos para o interior do tecido de granulação. Os macrófagos e as células mesenquimatosas indiferenciadas, uma semana após a cirurgia, iniciam a produção de factores de crescimento que estimulam a fibroplasia (formação, proliferação, activação de fibroblastos) pela qual um tecido conjuntivo provisório indiferenciado se forma nos espaços existentes sem osso, nas regiões trabeculares em apical e entre as espiras do implante. Os osteoclastos irão nesta fase aparecer nos espaços medulares mais afastados da superfície do implante, e no osso necrótico que será gradualmente reabsorvido. O tecido conjuntivo provisório rico em neovasos, os fibroblastos e as células mesenquimatosas indiferenciadas irão gradualmente transformar-se num tecido osteóide do qual se forma o osso imaturo. As propriedades mecânicas deste osso imaturo são inferiores às do osso lamelar, mais mineralizado e organizado, e por conseguinte a estabilidade mecânica inicial nesta fase mantêm-se através do ajuste inicial entre o implante e o osso cortical. Esta fase da osteointegração

chama-se fase de modelação. Na fase seguinte, ocorrerá uma fase de remodelação em que o osso imaturo será gradualmente removido pela actividade osteoclástica e substituído por osso lamelar organizado e com propriedades mecânicas para suportar melhor cargas funcionais. Nesta fase o osso imaturo é substituído por osso lamelar por um processo de ossificação intramembranosa ou ossificação directa.

Assim, no processo de osteointegração devemos distinguir temporalmente duas fases e dois locais distintos. A fase de modelação, que ocorre nos espaços vazios entre o osso e o implante e a fase de remodelação, que ocorre no osso pré-existente danificado (cortical e trabecular em contacto com a superfície do implante) durante a preparação do leito implantar e no osso imaturo que entretanto preencheu os espaços vazios na fase de modelação. A fase de remodelação após um período de grande actividade, vai gradualmente diminuindo, mas prolonga-se por toda a vida, o que a torna um processo importantíssimo para a longevidade da osteointegração dos implantes. A remodelação óssea constitui uma adaptação da estrutura óssea à carga na medida em que melhora a qualidade do osso pela remoção do osso pré-existente danificado e substitui o osso imaturo por um osso lamelar mais maduro, mais mineralizado e organizado; leva a uma adaptação funcional da estrutura óssea à carga pela modificação da sua arquitectura interior, da dimensão e orientação dos elementos de suporte. (Schenk e Buser 1998).

Na remodelação, a reabsorção e a formação de osso ocorrem combinados (a actividade osteoclástica e osteoblástica) e seguidas uma à outra, no mesmo local, o que a torna um processo eficaz na substituição de osso danificado por osso novo, ou seja, na renovação óssea, sem uma alteração substancial na quantidade óssea e por isso mais responsável pela modificação da densidade e da qualidade óssea do que a modelação.

Na modelação, a reabsorção e a formação de osso ocorrem em locais diferentes e de uma forma não combinada. Podem também ocorrer em osso pré-existente, por exemplo na correcção de um *callus* ósseo de uma fractura ou no crescimento ósseo com preenchimento de espaços vazios em redor de um implante após a cirurgia. As alterações da estrutura óssea com a modelação têm a ver mais com alterações da quantidade de osso, do que com a qualidade óssea como na remodelação. Apesar disso, como veremos de seguida ambas são controladas principalmente pelos princípios mecânicos que regulam a formação de osso em resposta às relações entre tensão e deformação.

## **1.2. A regulação biomecânica do processo de osteointegração**

A regulação e posterior evolução do processo de ossificação até à osteointegração do implante depende em grande parte de processos biológicos regulados por factores mecânicos. Um exemplo disto é a relação existente entre forças intraorais e a resposta osteogénica com o desenvolvimento de

uma cápsula de tecido fibroso na interface osso-implante, em vez de uma interface osteointegrada, quando os micromovimentos a que o implante é sujeito são excessivos após a cirurgia (Brunski 1999). Apesar do objecto do nosso trabalho ser só o estudo dos factores biomecânicos intervenientes na regulação, evolução e posterior manutenção da osteointegração, não podemos excluir que uma parte substancial desta actividade se deve a factores genéticos pré-programados e a factores hormonais. A biomecânica utiliza ferramentas e métodos de engenharia mecânica aplicada, para procurar estudar relações entre estruturas e funções em materiais vivos e um destes campos de estudo diz respeito às respostas dos tecidos vivos às forças aplicadas. Os avanços na implantologia dentária neste campo têm sido em parte graças à optimização mecânica dos implantes com a melhoria da sua geometria e aos biomateriais, de modo a melhorar a transferência das forças aplicadas ao osso.

Os efeitos destas forças sobre o osso têm sido objecto de estudo de vários autores, sendo os mais conhecidos os trabalhos de Julius Wolff que referiu em 1892, o seguinte: ‘Todas as mudanças na forma e na função de um osso, ou só na função são seguidas por alterações definitivas na sua arquitectura interior, e igualmente por alterações secundárias da conformação exterior, de acordo com leis matemáticas’ (Wolff 1988). Segundo Wolff, o osso teria um mecanismo regulador como resposta às tensões e às deformações a que estaria sujeito. Isso explicaria a distribuição segundo a direcção das tensões principais das trabéculas do osso esponjoso, na tentativa de otimizar as propriedades mecânicas do osso, diminuindo o seu volume e conferindo-lhe a máxima resistência com a menor massa possível (Wolff 1988). Esta relação directa entre a direcção das tensões principais e a adaptação da estrutura de um tecido vivo (osso) de modo a que esta adaptação pudesse ser previsível matematicamente, ficou conhecida como a lei de Wolff. Mais tarde, Bertran e Swartz (1991), apresentaram fortes críticas sublinhando que não existem assim tantas evidências científicas para que o mecanismo de regulação seja só local e mecânico e que existiria uma pluralidade de outros factores. Actualmente é sugerido por alguns autores que o controle da massa óssea é regulado a nível sistémico por factores hormonais (hormona paratiroide, leptina, estrogénio, etc) e a nível local por factores mecânicos de acordo com a lei de Wolff (Hansson 2006). O papel principal na regulação local parece ser dos osteócitos, funcionando como mecanosensores (Burger *et al.* 1999; Qin *et al.* 2003). A cadeia de osteócitos no interior da estrutura óssea está rodeada por uma fina camada de líquido intersticial, que se movimenta das zonas de maior pressão para as zonas de menor pressão, quando o osso sofre deformação, originando assim uma corrente de líquido que exerce uma força em tensão de corte sobre os osteócitos. Este aumento gradual das tensões sobre os osteócitos vai levar a uma produção de óxido nítrico (NO) que vai proteger os osteócitos da apoptose e promover a retracção e libertação de osteoclastos da superfície do osso (Burger *et al.* 2003; Mullender *et al.* 2006; Vatsa *et al.* 2006). Para além da produção de NO existe também a libertação de prostaglandinas (PGE<sub>2</sub>, PGI<sub>2</sub>), cuja PGE<sub>2</sub> parece ser directamente responsável pelo recrutamento de osteoblastos e a formação de osso (Burger e Klein-Nulend 1999). Segundo esta teoria, a produção de NO e de prosta-

glandinas pelos osteócitos como resposta a tensões mecânicas vai regular a actividade osteoclástica e osteoblástica em diferentes zonas do osso sujeito a carga. Com o aumento da actividade osteoblástica (formação de osso) nos locais sujeitos a tensões maiores e logo com valores aumentados de NO e PGE<sub>2</sub> e o aumento da actividade osteoclástica (reabsorção de osso) nos locais sujeitos a tensões menores, e por isso com valores diminuídos de NO. Esta seria também uma explicação porque o osso sujeito a valores demasiado baixos de tensão/deformação responde com ritmos aumentados de reabsorção óssea (atrofia óssea por desuso).

Os osteoclastos aparecem em primeiro lugar na remodelação óssea e cavam um túnel através do osso cortical ou uma trincheira através da superfície trabecular do osso esponjoso em resposta à apoptose dos osteócitos. Estes túneis ou trincheiras são logo de seguida preenchidos por osso formado pelos osteoblastos que aparentam seguir os osteoclastos, mas que podem de facto estar a seguir o sentido da corrente intersticial que com o aumento de NO diminui a apoptose e a reabsorção óssea. O processo de remodelação óssea progride assim de uma forma orientada e coordenada numa unidade básica multicelular chamada cone de corte, onde o osso é reabsorvido pelos osteoclastos e o espaço é preenchido por osso novo formado por osteoblastos. A forma coordenada como o trabalho destas células (de diferentes origens e funções) se complementam permanece ainda pouco compreendida, mas o facto do cone de corte estar alinhado com a direcção das tensões principais, sugere um factor regulador mecânico. As tensões e as deformações no osso estão diminuídas na ponta do cone de corte onde o processo de reabsorção está a decorrer e são mais elevadas na base do cone de corte onde há formação de osso, como ficou demonstrado num estudo de elementos finitos (Burger *et al.* 2003). Esta teoria pode explicar porque os osteoclastos reabsorvem osso na direcção das forças de carga e porque na base do cone de corte param de reabsorver osso, devido ao aumento de produção de NO pelos osteócitos.

Seguindo a mesma linha de pensamento de Wolff que sugere uma regulação mecânica, Frost apresentou a teoria mecanostática da regulação da massa óssea (Frost 1989). Esta teoria sugere que a regulação da massa óssea, e por sua vez da resistência do osso à fractura são regulados por um mecanismo semelhante a um termóstato, que, mantendo uma temperatura ambiente entre um valor máximo e mínimo estabelecido, se activa tanto quando a temperatura sobe como quando esta baixa a partir de um determinado limiar. Assim, este mecanóstato biológico teria capacidade de resposta a dois limiares de deformação óssea, ou seja, de activar ou desactivar os mecanismos biológicos que aumentam ou diminuem a resistência óssea à fractura, através da modelação e da remodelação dos ossos que embriologicamente estão preparados para suportar cargas, como por exemplo: o fémur, a tíbia, o úmero, a maxila e a mandíbula. Em resposta aos valores de deformação sofridos por estes ossos quando na presença ou ausência de carga, são originados sinais que algumas células podem detectar e pelos quais elas ou outras células respondem. Estes dois limiares foram definidos por Frost para um osso cortical normal entre 50 e 1500 “microstrains” ( $\mu\epsilon$ ) aproximadamente, caracterizando

também quatro zonas de “microstrains” e relacionando cada uma delas com a capacidade mecânica do osso cortical se adaptar à deformação. Estas quatro zonas são:

- 1- Zona aguda de desuso que ocorre abaixo dos  $50\mu\epsilon$ .
- 2- Zona de adaptação fisiológica que ocorre entre os  $50-1500\mu\epsilon$ .
- 3- Zona de sobrecarga moderada que ocorre entre os  $1500-3000\mu\epsilon$ .
- 4- Zona de sobrecarga patológica que ocorre acima dos  $3000\mu\epsilon$ .

Os valores de “microstrains” dentro da zona de adaptação fisiológica do osso, controlam o processo de remodelação pelo equilíbrio entre a reabsorção e a formação de osso, com a substituição de osso danificado por osso novo. No entanto, ciclos de carga repetidos podem originar por fadiga microdanos na forma de microfissuras lineares localizadas ou difusas, e microfracturas. A presença de microdanos *in vivo* por fadiga mecânica do osso foi descrita pela primeira vez por Frost (Frost 2004). Os microdanos que são criados com valores fisiológicos de deformação aumentam com ciclos continuados de carga (Robling *et al.* 2006). Este aumento progressivo dos microdanos está associado a uma diminuição do módulo de elasticidade e da resistência óssea à medida que as microfissuras se unem para formar microfracturas e eventualmente, fracturas completas. Por sua vez os osteócitos podem detectar os microdanos causados pelas deformações que estejam abaixo do limiar basal de microdano e nas unidades básicas multicelulares repará-los através da remodelação, com a predominância da formação sobre a reabsorção óssea. O limiar basal de microdano está acima do limiar de modelação, ( $1500\mu\epsilon$  para o osso cortical), ou seja, na zona de sobrecarga moderada, mas se houver uma acumulação de microdanos, estes podem escapar à capacidade de reparação óssea por remodelação e originar fracturas completas. Com a acumulação dos microdanos vai existir um aumento da apoptose dos osteócitos com conseqüente aumento da remodelação óssea e das zonas de reabsorção óssea que associados vão diminuir o módulo de elasticidade e aumentar ainda mais os níveis de deformação, criando assim, ainda mais danos que podem ir até à falência completa do osso por fractura. O limiar basal de dano ósseo varia de região para região do osso, mas é mais elevado no osso esponjoso do que no osso cortical e estará sempre abaixo do limiar de sobrecarga patológica (Schaffler *et al.* 1995; Fazzalari *et al.* 1998).

Quando os valores de deformação excedem o limiar de modelação, o processo de modelação óssea é activado com a formação de osso nos locais onde se acumulam níveis de deformação acima deste limiar, por exemplo na cortical óssea marginal em volta de um implante. Por este motivo Frost sugere que as deformações acima dos  $1500\mu\epsilon$  e abaixo dos  $3000\mu\epsilon$  (na zona de sobrecarga moderada) podem aumentar a resistência óssea à fractura por modelação aumentando a espessura da cortical (Frost 2004). Por outro lado, quando os valores de deformação estão abaixo do limiar de deformação por desuso ( $50\mu\epsilon$ ), o processo de remodelação com maior predominância da reabsorção óssea vai removendo osso trabecular e cortical, diminuindo assim a densidade óssea, o módulo de elasticidade e por sua vez, a resistência óssea à fractura. Este fenómeno é observado nos implantes dentários e nas próteses da anca, quando o osso não está sujeito a deformações suficientemente

altas (pelo valor reduzido de tensões, pelo biomaterial utilizado, ou pelas diferenças nos módulos de elasticidade entre o osso e o implante) para manterem o processo de remodelação em equilíbrio.

Quando os valores de deformação excedem o limiar de sobrecarga patológica para o osso cortical (3000  $\mu\epsilon$ ), este reabsorve-se, apesar do limite de resistência à fractura ser muito mais alto 10,000 – 20,000  $\mu\epsilon$ . A perda de osso cortical marginal por vezes observada em implantes sujeitos a carga precoce resulta de valores de deformação na zona de sobrecarga patológica (Misch e Bidez 2005a).

Daqui podemos concluir, segundo Frost, que os valores de máxima deformação para o osso peri-implantar devem estar abaixo do limiar basal de microdano ósseo e acima do limiar de desuso, ou mesmo do limiar de modelação, para que o osso reforçado pelo processo de modelação não seja reabsorvido pela remodelação. Assim na teoria mecanostática não é a carga em si que é responsável pela regulação da osteointegração, mas a resposta do osso a ela através da deformação (Frost 2004).

Na figura 1.1 apresentamos de forma esquemática o que atrás foi dito relativamente ao processo de regulação biomecânica da osteointegração, no que diz respeito ao processo de modelação e remodelação óssea e à acumulação de microdanos.

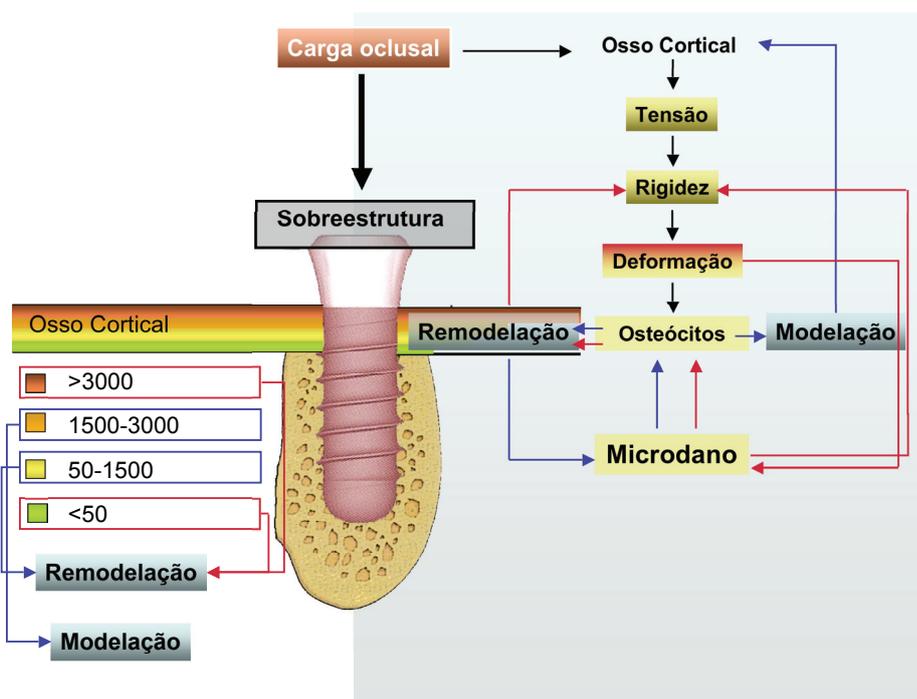


Figura 1.1 – Representação esquemática dos níveis de deformação de osso cortical sugerido por Frost em “microstrains” ( $\mu\epsilon$ ), e do processo de regulação biomecânica da osteointegração (adaptado de Robling *et al.* 2006).

O lado esquerdo da figura representa os valores de deformação em “microstrains” sugeridos por Frost e a sua relação com a remodelação e a modelação óssea.

O lado direito da figura representa um implante colocado no osso mandibular quando este sofre uma carga oclusal através da sua sobreestrutura. As forças daí resultantes e transmitidas à cortical óssea ori-

ginam tensões que por sua vez produzem deformação. A magnitude da deformação está relacionada com o módulo de elasticidade e a rigidez da cortical. É através do estímulo desta que os osteócitos têm capacidade para activar o processo de modelação/remodelação, que em condições normais leva à formação de osso novo (setas a azul). Com a modelação é formado osso nos espaços peri-implantares e com a remodelação é reabsorvido osso danificado que é posteriormente substituído por osso novo. Em condições habituais a reabsorção e a formação óssea estão em equilíbrio, mas consideramos a situação em que, por acumulação de microdanos (aumento da intensidade ou duração da carga), vai existir um aumento da apoptose dos osteócitos com conseqüente aumento da reabsorção óssea no processo de remodelação (setas a vermelho). As zonas de reabsorção óssea associadas às zonas de microdano existentes vão diminuir a rigidez e aumentar ainda mais os níveis de deformação, fechando assim um círculo patológico de perda óssea até que as condições mecânicas se alterem.

### **1.3. Fundamentos mecânicos para implantologia**

Como vimos anteriormente, existem factores mecânicos que podem explicar fenómenos biológicos e estes factores relacionam-se, sobretudo em implantologia, com as propriedades mecânicas dos materiais que constituem o implante e o osso onde este é inserido. Uma dessas propriedades é a elasticidade. Quando um sistema de forças, cuja intensidade não exceda um determinado valor limite, é aplicado a um corpo elástico, este sofre uma deformação que desaparece com a remoção das forças actuantes.

Existem dois tipos de forças que podem actuar sobre um corpo: as forças de superfície e as forças de volume. As primeiras actuam, como o nome indica, directamente sobre uma superfície do corpo; as segundas actuam sobre a sua massa, como por exemplo as forças gravitacionais, as forças electromagnéticas ou as forças de inércia quando este está em movimento. Na solicitação habitual do sistema estomatognático, as forças de volume são mais pequenas do que as forças de superfície e, por isso, muitas vezes desprezadas sem que isso se traduza em erros apreciáveis quando se estuda a acção de forças sobre estes corpos. Assim, em implantologia as forças de superfície são por exemplo as forças oclusais, quando se colocam coroas sobre os implantes, ou as forças da musculatura oral (lábios e língua) que são de baixa magnitude, mas por serem horizontais relativamente ao eixo do implante actuam sobre ele como uma viga em consola provocando tensões de flexão relativamente elevadas que podem ser prejudiciais à osteointegração, sobretudo se houver hábitos parafuncionais. Outro exemplo de uma força de superfície, pode acontecer quando se coloca uma coroa ou uma ponte sobre um ou mais implantes respectivamente, e estas sobreestreturas não têm um ajuste passivo, originando assim forças sobre o implante, mesmo sem estes estarem em oclusão.

Dois sistemas de forças consideram-se equivalentes se produzem o mesmo efeito sobre um corpo indeformável sendo possível, por aplicação dos princípios da estática, substituir um sistema de forças aplicado sobre um corpo rígido por uma força e um momento (Timoshenko *et al.* 1970). O momento de uma força sobre um ponto tende a provocar flexão ou rotação do corpo e é conhecido habitualmente por “torque”. A magnitude do momento é dada pelo produto da magnitude da força pela distância na perpendicular (braço do momento) do ponto de interesse ao ponto de aplicação da força. Mesmo considerando só uma força axial sobre uma coroa suportada por um implante, esta pode sempre ser substituída por uma força e um momento equivalentes sobre esse implante (Brunski 1999).

O momento pode originar forças destrutivas sobre o sistema implantar. Um braço demasiado longo como numa ponte em “cantilever” ou sobre uma coroa unitária com uma mesa oclusal demasiado grande, pode resultar em tensões demasiado elevadas sobre a interface osso-implante, e a consequentes reabsorções ósseas (Misch *et al.* 2005a).

Quando consideramos um sistema de forças oclusais sobre um implante devemos considerar a magnitude, o ponto de aplicação e a direcção da força resultante deste sistema. Por este motivo os estudos de elementos finitos que utilizam forças estáticas para estudar as tensões no implante e no osso envolvente, devem usar cargas axiais e oblíquas para melhor simular as condições reais (Geng *et al.* 2001). Também num estudo realizado por Kitamura *et al.* (2005) foi observado que cargas não axiais são mais prejudiciais à osteointegração, com valores mais elevados de tensão no osso perimplantar relativamente às cargas axiais.

### 1.3.1. Noções de Tensão e Deformação

A capacidade dos tecidos vivos para interpretar as deformações originadas pelas tensões já foi explicada no capítulo anterior, como mecanismo regulador do processo de remodelação óssea e da osteointegração. Neste item, pretendemos dar noções básicas de tensão e de deformação e a relação entre si, para melhor percebermos como devem ser interpretados nos estudos realizados.

### 1.3.2. Conceito de Tensão

O termo tensão, em inglês “stress”, é utilizado para definir a intensidade das forças internas geradas numa superfície de separação no interior de um corpo pela aplicação de forças exteriores. Para investigar a tensão num ponto interno, O, de um corpo em equilíbrio como se mostra na figura 1.2, considere-se o corpo seccionado em duas partes por um plano imaginário contendo o ponto O.

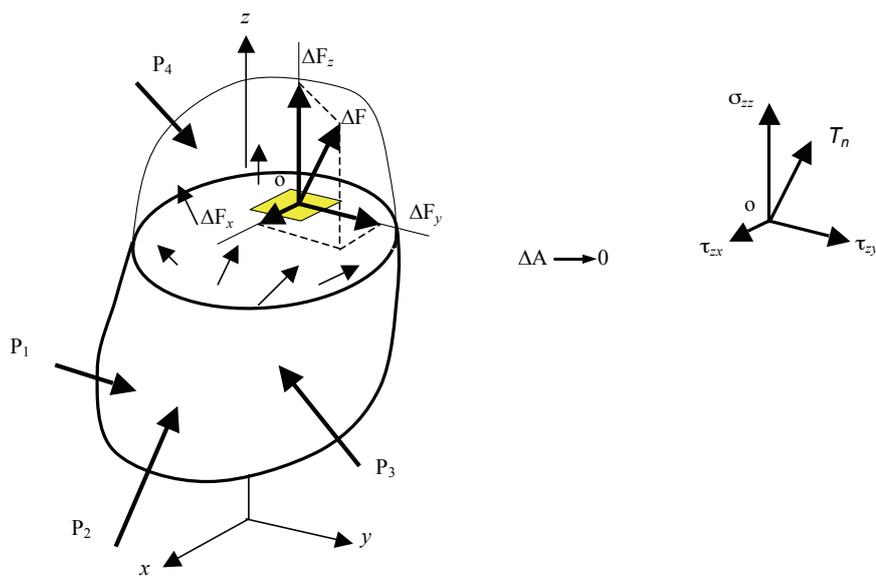


Figura 1.2 – Corpo seccionado por um plano, diagrama de equilíbrio de uma das partes sob a acção da outra e noção de tensão num ponto.

Tomando uma dessas partes separadamente, o seu equilíbrio requer a presença das forças internas distribuídas na superfície de separação. Considerando um elemento infinitesimal de área  $\Delta A$  em volta do ponto  $O$ , actuará nele uma força infinitesimal  $\Delta F$  numa direcção arbitrária, que segundo um sistema de referência  $(x, y, z)$  poderá ser decomposta numa componente  $\Delta F_z$ , normal ao plano, e duas componentes tangenciais,  $\Delta F_x$ , e  $\Delta F_y$ . Então as tensões normais  $\sigma_z$ , e de corte  $\tau_{zx}$  e  $\tau_{zy}$  são definidas da seguinte forma:

$$\sigma_z = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F_z}{\Delta A} = \frac{dF_z}{dA}$$

$$\tau_{zx} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F_x}{\Delta A} = \frac{dF_x}{dA}$$

$$\tau_{zy} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F_y}{\Delta A} = \frac{dF_y}{dA}$$

Uma vez que a tensão, normal e de corte, é obtida dividindo a força pela área, tem como unidade de medida, força por unidade de área, ou seja, pressão, que no sistema internacional é Pascal ou Newton por metro quadrado.

Como as tensões são definidas a partir de um plano que passa nesse ponto, temos de considerar que o número de planos que podem passar por esse ponto é infinito, o que levaria a considerar um número infinito de tensões num ponto. Porém, podemos mostrar que as tensões em qualquer ponto podem ser obtidas a partir de tensões em três planos ortogonais  $(x, y \text{ e } z)$  que passem nesse ponto ■.

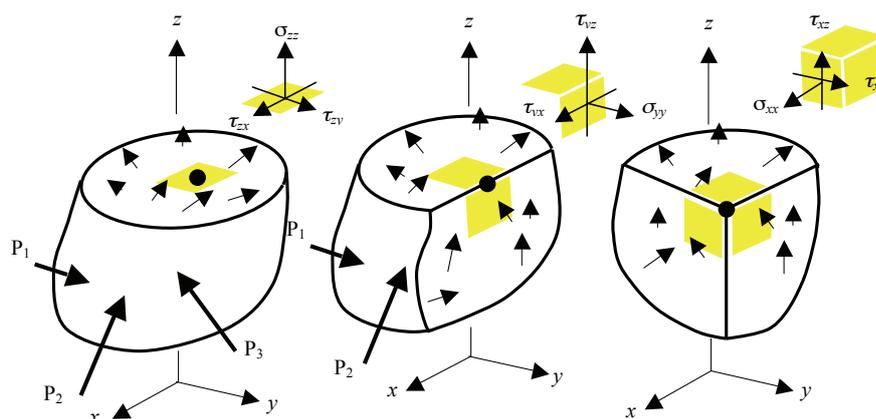


Figura 1.3 – Componentes da tensão num ponto segundo três planos perpendiculares.

Como cada plano pode ter três componentes de tensão (uma normal e duas tangenciais) o estado de tensão num ponto pode ser completamente caracterizado por nove componentes de tensão agrupados numa matriz quadrada a que se dá o nome de tensor das tensões:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix}$$

Pode-se também mostrar que por razões de equilíbrio estático, esta matriz é simétrica, portanto  $\tau_{xy} = \tau_{yx}$ ,  $\tau_{xz} = \tau_{zx}$  e  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ , reduzindo-se assim a seis o número de componentes independentes.

A tensão depende assim do valor da força e da secção transversal da área através da qual a força é resistida. O valor da força dificilmente pode ser controlado inteiramente pelo clínico. No entanto, pode diminuí-lo consideravelmente se por exemplo reduzir a existência de cantilevers e eliminar contactos prematuros ou utilizar goteiras oclusais para pacientes com bruxismo. A área funcional através da qual a força é dissipada ou distribuída pode ser controlada através de um correcto planeamento do diâmetro, do comprimento e do número de implantes utilizados num determinado caso clínico ou na escolha da geometria de um implante que optimize a sua área de secção transversal de modo a distribuir melhor as tensões, diminuindo assim a sua concentração sobre o implante e o osso envolvente.

### 1.3.3. Conceito de tensão principal

Foi observado anteriormente que a tensão resultante num ponto vai depender da escolha do plano sobre o qual a tensão actua. Se o plano escolhido for tal que a direcção do vector  $\Delta F$  coincide com a direcção do versor normal ao plano, as componentes de corte são nulas e a direcção de  $\Delta F$  e

da componente normal,  $\sigma$ , coincidem. Um plano nestas condições é designado por plano principal de tensão e a tensão normal correspondente a tal plano designa-se por tensão principal. Em implantologia é muito importante determinar qual é a tensão principal máxima obtida e qual a sua localização quer no implante, quer no osso cortical e trabecular envolvente. Convencionou-se considerar: a tensão principal máxima como Sigma 1 ( $\sigma_1$ ) e corresponde ao valor mais positivo (tensão principal máxima em tracção); a tensão principal mínima como Sigma 3 ( $\sigma_3$ ) e corresponde ao valor mais negativo (tensão principal máxima em compressão); e Sigma 2 ( $\sigma_2$ ) a um valor intermédio entre  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$ .

#### 1.3.4. Conceito de Deformação

O movimento de um corpo pode sempre representar-se como uma soma de duas componentes, um movimento do corpo como um todo, ou de corpo rígido, e o movimento dos diferentes pontos do corpo, uns em relação aos outros. Este último traduz-se na deformação do corpo. Como os movimentos de corpo rígido não provocam deformações, no estudo seguinte admite-se que os corpos considerados têm ligações suficientes ao exterior que garantem que qualquer deslocamento dos pontos do corpo só será possível através da sua deformação.

Assim, o termo deformação é utilizado para definir o movimento dos diferentes pontos do corpo, uns em relação aos outros, quando submetido a uma carga. Alguns autores distinguem, em inglês, “strain” e “deformation” estando esta última relacionada com o deslocamento dos pontos de um corpo em relação a uma malha de referência externa ao corpo, e não relativamente uns aos outros como na primeira. Aqui o termo deformação será assim entendido como “strain”.

Num ponto podem-se definir duas medidas de deformação, a deformação linear, avaliada por uma variação de um comprimento e a deformação angular, determinada pela variação de um ângulo inicial formado por duas direcções, como se mostra na figura seguinte:

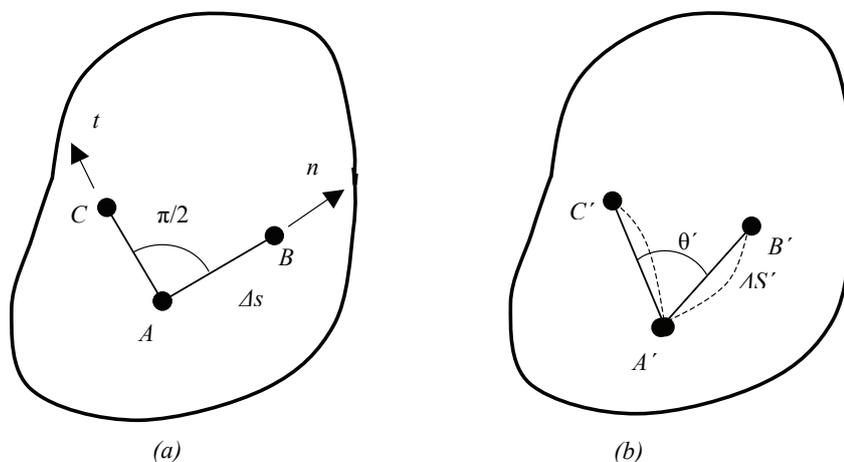


Figura 1.4 – Corpo antes de deformado, (a) e, depois de deformado, (b) representando a deformação linear, na direcção n, e angular, segundo as direcções n e t, no ponto A.

Assim, a um ponto de um corpo deformado e para um sistema de referência cartesiano,  $(x,y,z)$ , pode-se associar um conjunto de grandezas de deformação sendo três lineares, segundo cada um dos eixos,  $\varepsilon_{xx}$ ,  $\varepsilon_{yy}$ ,  $\varepsilon_{zz}$ , e três angulares segundo os três pares de direcções ortogonais,  $\varepsilon_{xy}$ ,  $\varepsilon_{xz}$ ,  $\varepsilon_{yz}$ , sendo obviamente  $\varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx}$ ,  $\varepsilon_{xz} = \varepsilon_{zx}$  e  $\varepsilon_{yz} = \varepsilon_{zy}$ .

### 1.3.5. Relação entre tensões e deformações

A relação entre as componentes da deformação e da tensão chama-se relação constitutiva do material. Pode mostrar-se que para um material homogéneo e ortotrópico, isto é aquele cujas propriedades apresentam três planos de simetria ortogonais entre si, a matriz das constantes elásticas que caracteriza esta relação apresenta nove coeficientes elásticos, ou propriedades, independentes e que não existe interacção entre componentes normais e de corte quando o corpo elástico é carregado ao longo das direcções materiais. Se num dos planos de simetria as propriedades forem iguais nas duas direcções normais que ele contém, ou seja o material for isotrópico nesse plano, chama-se transversalmente isotrópico e o número de coeficientes elásticos independentes reduz-se a cinco. Num material isotrópico, não existem direcções preferenciais e portanto as propriedades são iguais em qualquer direcção e o número de coeficientes elásticos independentes reduz-se a dois não existindo também interacção entre componentes normais e de corte quando carregados ao longo de qualquer direcção.

Na realidade, os corpos que constituem um implante ou o osso que o envolve não são perfeitamente elásticos, homogéneos e isotrópicos, mas a experiência mostra que soluções da teoria da elasticidade, baseadas na hipótese de homogeneidade e isotropia se podem aplicar com bastante precisão sobretudo ao implante e ao osso trabecular (van Oosterwyck *et al.* 2002). Uma vez que os cristais metálicos no caso do implante de titânio ou de hidroxiapatite no caso do osso trabecular apesar de não terem uma distribuição uniforme ou serem do mesmo tamanho ao longo do corpo, são de tamanho muito pequeno relativamente ao corpo e estão aleatoriamente orientados. Já no osso cortical haverá uma orientação privilegiada, não só dos cristais de hidroxiapatite, mas também das fibras de colagénio e dos sistemas de Havers (Bacon *et al.* 1980). Sendo assim, as propriedades elásticas do osso cortical serão diferentes conforme a direcção escolhida, o que o tornam um material anisotrópico. Na anisotropia do osso cortical existe um plano que contém as direcções vestibulo-lingual e ocluso-apical, onde as propriedades elásticas não variam e por isso, o material é considerado transversalmente isotrópico. O osso da mandíbula é todavia mais rígido e resistente fora deste plano na direcção mesio-distal (van Eijden 2000; Schwartz-Dabney *et al.* 2003).

### 1.3.6. O ensaio de tracção

O ensaio de tracção é o teste experimental fundamental para caracterização mecânica dos materiais em geral e constitui o exemplo mais simples e elementar para ilustrar os conceitos de tensão, deformação e a relação entre ambos.

Na figura 1.5 representa-se um corpo de prova cilíndrico, muito usado nos ensaios de metais e ligas metálicas, que é carregado axialmente com uma velocidade controlada registando-se a carga aplicada,  $P$ , e o alongamento,  $\Delta L$ , do aumento do comprimento inicial,  $L_0$ , do corpo.

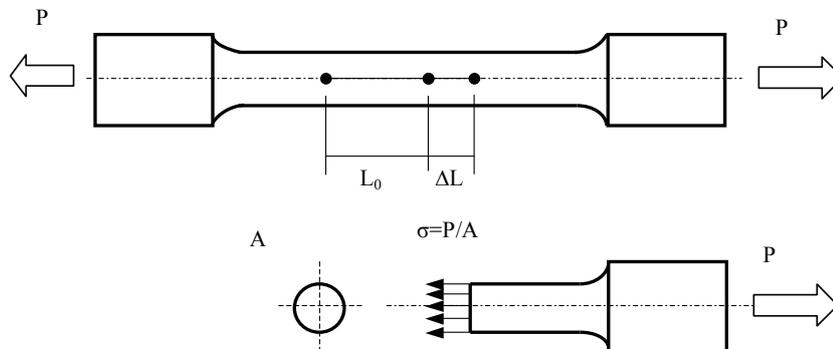


Figura 1.5 – Proveta de ensaio de tracção uniaxial e distribuição uniforme das tensões numa secção transversal.

A deformação linear específica neste caso é a variação de comprimento,  $\Delta L$ , e é igual à relação entre esta variação e o comprimento inicial,  $L_0$ , ou seja:

$$\varepsilon = \Delta L / L_0$$

Onde:  $\varepsilon$  = deformação;  $\Delta L$  = variação no comprimento;  $L_0$  = comprimento inicial de um determinado segmento de recta.

A deformação é uma relação entre comprimentos e por isso, é adimensional. Uma vez que em muitos casos práticos, como em implantologia, os seus valores são muito pequenos, da ordem de  $10^{-6}$ , convencionou-se considerar que estas seriam expressas em “microstrains”. Assim 1000 “microstrains” correspondem a uma deformação de  $1000 \times 10^{-6} = 0,001$ , ou seja, 0,1% de deformação.

Neste caso, a tensão num ponto qualquer de uma secção transversal da região central do corpo de prova é simplesmente igual à força aplicada  $P$  dividida pela área da secção transversal  $A$ , tem direcção axial e distribui-se uniformemente como se mostra na figura 1.5. O resultado principal de um ensaio de tracção é uma curva força versus alongamento. Dividindo a força pela área da secção transversal e o alongamento pelo comprimento inicial definido na proveta, pode-se obter a curva tensão-deformação de engenharia. Cada material tem a sua curva própria e única. No gráfico 1.1 apresentam-se duas curvas típicas.

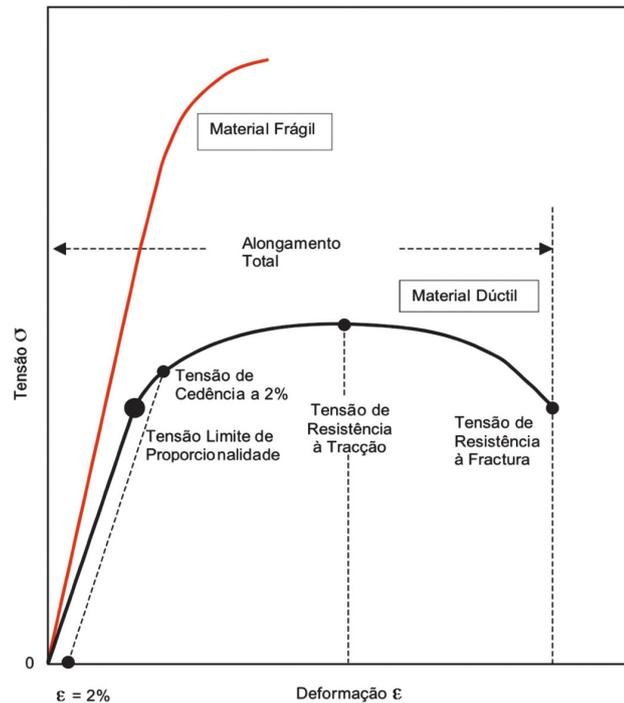


Gráfico 1.1 – Curvas típicas de tensão-deformação de ensaios de tracção de materiais frágeis e dúcteis.

Como se pode ver pela figura, inicialmente a tensão e a deformação crescem com uma relação linear em que a relação constante entre a tensão e a deformação se denomina módulo de Elasticidade Longitudinal ou módulo de Young ( $E$ ).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Este parâmetro mede a rigidez do material, a expressão traduz a Lei de Hooke e como a deformação não tem unidades, o módulo exprime-se nas mesmas unidades da tensão.

A deformação axial é sempre acompanhada por uma deformação lateral de sinais opostos nas duas direcções perpendiculares à deformação axial. Num ensaio de tracção o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) é definido como o coeficiente entre deformação lateral e a deformação axial, ou seja:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{\text{lateral}}}{\varepsilon_{\text{axial}}}$$

O sinal negativo foi adoptado para que o parâmetro fosse positivo em ensaios de tracção uma vez que a deformação lateral é negativa, porque resulta de uma diminuição de comprimento, enquanto a deformação axial é positiva por advir de um aumento de comprimento. Os materiais isotrópicos mais comuns apresentam coeficientes de Poisson entre 0,28 e 0,33. Assim, um coeficiente de 0,3 quer dizer que para cada unidade de deformação na direcção das forças aplicadas, haverá 0,3 unidades de deformação transversal.

Como se referiu anteriormente num material linear elástico, homogéneo e isotrópico, a relação das tensões com as deformações pode-se exprimir em função de apenas duas propriedades elásticas, sendo geralmente adoptadas duas constantes de engenharia, o Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson. Assim, outra constante conhecida e usada denominada Módulo de Elasticidade Transversal ou Módulo de Rigidez ao Corte,  $G$ , que se pode determinar experimentalmente, também se pode obter a partir das duas anteriores pela expressão:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

A partir da figura 1.5 podemos definir alguns conceitos importantes a partir do ensaio de tracção. Em materiais dúcteis, a partir do ponto A, chamado Limite de Proporcionalidade, a curva tensão-deformação desvia-se da linha recta e a Lei de Hooke deixa de se observar uma vez que a deformação aumenta mais depressa do que a tensão. A partir deste ponto ocorre deformação permanente na proveta e diz-se que o material responde plasticamente a qualquer aumento de carga ou tensão, não regressando à forma anterior após o descarregamento. Em materiais frágeis, observa-se uma pequena deformação plástica ocorrendo a fractura perto do limite elástico, enquanto nos materiais dúcteis, há uma região de deformação plástica, mais ou menos pronunciada, antes da ruptura.

Na maioria dos materiais, há uma transição gradual do regime elástico para o plástico de modo que é difícil de determinar o ponto exacto em que começa o regime plástico. Na maioria das aplicações em engenharia usa-se a Tensão de Cedência que é definida como a tensão necessária para produzir uma pequena deformação plástica. O seu valor é a tensão que corresponde à intersecção da curva de tensão-deformação com uma recta paralela à parte elástica e traçada a partir de uma deformação determinada, que geralmente se convencionou 0,2% para metais e ligas metálicas e 2% para plásticos. Define-se ainda a Resistência à Fractura como a tensão a que um material rompe completamente e em materiais dúcteis fala-se ainda em Resistência à Tracção como a tensão máxima que o material atinge.

Na realidade, o estado de tensão é geralmente multiaxial, ou seja, tem mais do que uma componente da tensão diferente de zero. Por isso, usam-se diversos critérios, como o de von Mises, para relacionar o estado de tensão multiaxial com o comportamento uniaxial no ensaio de tracção. Para materiais isotrópicos este critério considera que a plastificação ocorre quando a tensão de von Mises, ou tensão equivalente, atinge o valor da Tensão Limite de Cedência. Esta tensão é definida pela expressão:

$$\sigma_{vm} = \left[ \frac{1}{2}(\sigma_x - \sigma_y)^2 + \frac{1}{2}(\sigma_y - \sigma_z)^2 + \frac{1}{2}(\sigma_z - \sigma_x)^2 + 3\tau_{xy}^2 + 3\tau_{yz}^2 + 3\tau_{zx}^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

Nos materiais anisotrópicos, as constantes de engenharia serão obtidas a partir de ensaios idênticos usando corpos de prova obtidos nas direcções adequadas. Assim, por exemplo, para materiais ortotrópicos podem obter-se três módulos de Young definidos do seguinte modo:

$$E_i = \frac{\sigma_{ii}}{\epsilon_{ii}}$$

em que  $i$  representa as direcções  $x$ ,  $y$  ou  $z$  dos planos de simetria do material. No entanto, se ele for transversalmente isotrópico os módulos de Young passam a ser apenas dois.

### 1.3.7. Tipos de carregamentos

A distribuição das tensões nos corpos sólidos contínuos varia com diversos factores, um dos quais é o tipo de forças a que são submetidos. É costume agrupar os tipos de carregamentos em cinco tipos fundamentais relacionados com as tensões predominantes que provocam e as características principais da sua distribuição no volume. Na figura 1.6 apresentam-se formas simples características dos cinco tipos de cargas: tracção, compressão, flexão, corte e torção.

Na tracção, as forças aplicadas no corpo de cada lado de um plano tendem a separar as duas secções na tentativa de as afastar, enquanto na compressão é o inverso, as forças aplicadas tendem a empurrar ou aproximar as duas secções do corpo. Na flexão, as forças aplicadas tendem a dar uma forma curva ao corpo com compressão de um lado e tracção do outro. No corte as forças aplicadas são paralelas a um plano, fazendo com que as duas secções do corpo deslizem entre si. Na torção as forças aplicadas procuram “enrolar” o corpo em torno de um eixo em direcções opostas nas duas secções do corpo de cada lado do plano.

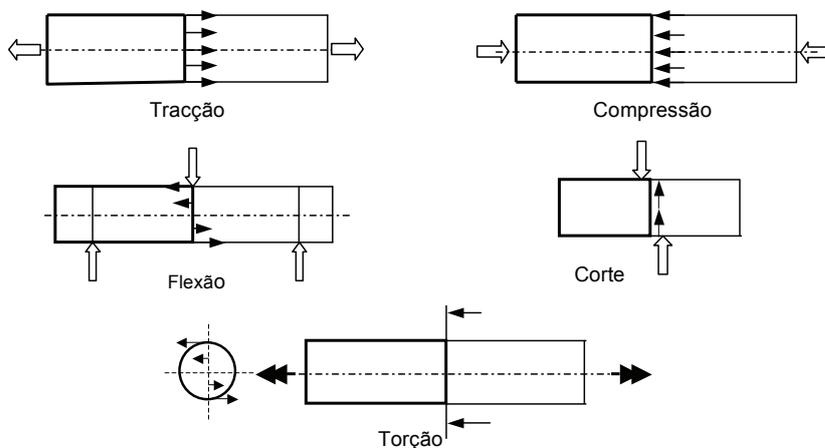


Figura 1.6 – Formas típicas de carregamento sobre um corpo e tensões dominantes geradas sobre o plano.

Legenda:  $\Rightarrow$  = direcção das forças aplicadas,  $\longrightarrow$  = tensões dominantes geradas

Quando é aplicada uma carga axial a um corpo com uma secção constante, como a parte central do corpo de prova do ensaio de tracção da figura 1.7, a tensão normal será distribuída uniformemente pela secção transversal. Contudo se existir um acidente geométrico, como por exemplo a rosca de um implante em relação ao seu corpo cilíndrico central, a distribuição das tensões através da secção deixará de ser constante. A distribuição das tensões apresentará um padrão com um valor progressivamente mais elevado à medida que nos aproximamos da singularidade geométrica. Este fenómeno é conhecido como concentração de tensões e é ilustrado na figura 1.7.

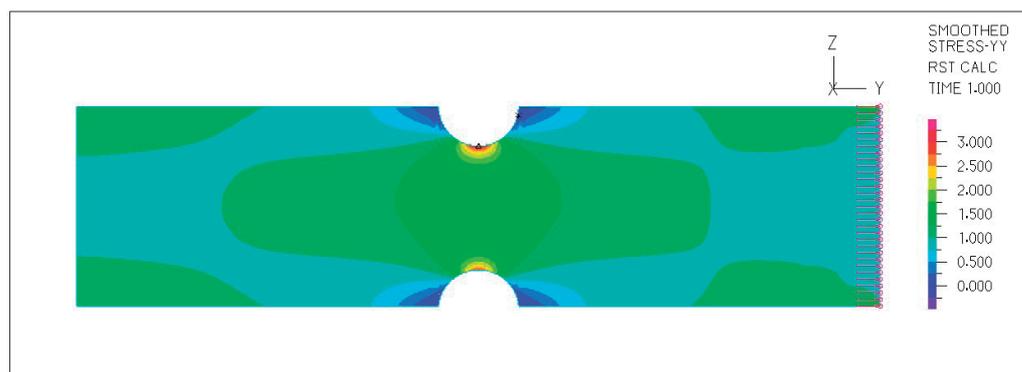


Figura 1.7 – Distribuição das tensões numa barra em tracção mostrando a sua elevação, ou concentração, junto aos acidentes geométricos.

Destes cinco tipos de cargas, três são de extrema importância para o estudo da osteointegração em termos biomecânicos, são elas: a compressão, a tracção e o corte. As cargas em compressão são responsáveis pela manutenção e integração da interface osso-implante, ao passo que as cargas em tracção e em corte são responsáveis pela interrupção ou desagregação desta interface. O osso cortical por exemplo resiste melhor às cargas em compressão e pior às cargas em corte. A geometria de um implante tem aqui um papel primordial pela forma como transmite as forças oclusais ao osso envolvente, decompondo se necessário as forças originadas num único ponto de contacto oclusal nas três componentes: tracção, compressão e corte ao osso. A forma como elas se distribuem depende essencialmente da geometria do implante como veremos adiante.

Quanto à variação das cargas com o tempo, podem ser estáticas se o corpo é sujeito a uma força constante durante um determinado período de tempo, ou dinâmicas se durante um determinado período se observam oscilações da sua intensidade. A variação das cargas no tempo influencia o comportamento mecânico do corpo, como ele se vai deformar, fracturar ou resistir aos esforços aplicados. A perda de osso marginal em redor do colo de implantes osteointegrados, sujeitos a cargas dinâmicas de valor elevado, comparativamente com implantes controlo não sujeitos a carga, foi demonstrado num estudo animal realizado por Hoshaw *et al.* (1994a). Num outro estudo comparativo entre cargas dinâmicas e estáticas aplicadas durante 14 dias a implantes com 10 mm de comprimento, colocados bi-corticalmente na tíbia do coelho, demonstrou nas imagens histológicas

que tanto o osso apical como o marginal em redor dos implantes controlo (não sujeitos a carga) e os sujeitos a cargas estáticas, apresentaram um osso mais denso e sem perda de osso marginal. Contrariamente, os implantes sujeitos a cargas dinâmicas apresentaram perdas de osso marginal em forma de cratera, apesar das forças transversais estáticas usadas serem quase o dobro (29.4 N) relativamente às dinâmicas (14.9 N) (Duyck *et al.* 2001). Neste estudo ficou demonstrado que cargas dinâmicas excessivas podem causar defeitos ósseos em cratera no osso marginal a implantes osteointegrados. Por outro lado, forças ortodônticas estáticas demonstram promover uma adaptação estrutural no osso peri-implantar sujeito a estas forças com um aumento da densidade e da mineralização na interface osso-implante, relativamente a implantes controlo (Gotfredsen *et al.* 2001a). Também num estudo de elementos finitos realizados por Zhang e Chen (1998) em que compararam cargas dinâmicas com estáticas num modelo tridimensional com diferentes módulos de elasticidade, revelou que o modelo dinâmico apresentava valores mais elevados de tensão máxima efectiva na interface osso-implante e maiores efeitos no nível das tensões quando os módulos de elasticidade eram variados (Zhang *et al.* 1998). Estes estudos podem indicar que cargas dinâmicas excessivas têm um efeito mais prejudicial sobre a osteointegração do que cargas estáticas.

#### 1.4. Factores biomecânicos que afectam a osteointegração

É muito difícil distinguir clinicamente quais os factores biomecânicos que mais influenciaram o insucesso da osteointegração de um determinado implante ou que, apesar de ter sido osteointegrado, está a perder uma quantidade anormal de osso cortical marginal. Esposito *et al.*, numa meta-análise realizada a 2182 implantes, correlacionando o número de implantes com as causas de insucesso, conclui que entre os vários factores que podem levar ao insucesso implantar, as condições anatómicas associadas ao trauma cirúrgico são os mais importantes para a perda precoce (primária) de um implante. Ao passo que o volume maxilar, a qualidade óssea e a sobrecarga (associados a uma reabsorção progressiva do osso cortical marginal) são os factores mais importantes para a perda tardia (secundária) (Esposito *et al.* 1998a, b). Outros autores concluíram também que a quantidade e sobretudo a qualidade do osso, são dos factores mais importantes no risco de insucesso implantar (Jaffin *et al.* 1991; Hermann *et al.* 2005). Estes autores referiam-se a situações de protocolo convencional de carga com dois tempos cirúrgicos e um tempo de espera sem carga entre 3-6 meses caso fossem efectuados na mandíbula ou na maxila respectivamente. Tal facto, separava uma fase inicial (primária) da fase de manutenção (secundária) da osteointegração segundo a classificação de Esposito (1998a) para as causas de fracasso implantar. Com os protocolos de carga imediata ou precoce torna-se ainda mais difícil perceber quais os factores mais responsáveis pelo insucesso implantar em cada uma das fases. De seguida abordaremos alguns factores biomecânicos relacionados com a qualidade e quantidade óssea; a geometria e a topografia do implante; a estabilidade implantar e os micromovimentos na interface osso-implante; e a carga implantar.

#### 1.4.1. *Qualidade e a quantidade de osso*

A resistência mecânica do osso à fractura e, mais concretamente na implantologia à microfractura, é talvez a propriedade biomecânica mais relevante quando queremos definir o que se entende por qualidade óssea. Neste caso, referem-se, ainda todos os factores que afectam as propriedades mecânicas do osso relativamente à sua massa óssea e por quantidade a massa óssea existente.

Existem autores que sugerem que os efeitos biomecânicos da qualidade óssea podem ser quantificados a partir de análises da relação entre a eficiência mecânica do osso e a densidade óssea (Hernandez e Keavney 2006). Numa comparação entre o osso trabecular saudável proveniente de diferentes origens do corpo humano foi sugerido que existem variações substanciais na tensão de resistência à fractura por compressão relativamente à densidade aparente (Keller 1994). Assim o que importaria para caracterizar a qualidade óssea não seria somente a densidade do osso em determinada zona, mas também as propriedades mecânicas do osso nessa zona. Por exemplo, se compararmos o osso trabecular de um corpo de uma vértebra com o da tíbia, o corpo da tíbia é em média mais denso, mas só por si isto não indica que seja de melhor qualidade óssea. Todavia, o coeficiente entre a resistência mecânica e a densidade aparente, também é maior no osso trabecular da tíbia do que o da vértebra, o que faz com que o primeiro seja mais eficiente a suportar cargas e por isso de melhor qualidade (Hernandez e Keavney 2006). Existem assim muitos factores que podem influenciar a qualidade biomecânica de um osso, sendo a densidade, apenas um deles, e é muitas vezes confundida na literatura como sendo equivalente à qualidade óssea (Molly 2006), talvez porque existe uma relação muito próxima entre a densidade e a resistência mecânica do osso à fractura e o módulo de elasticidade.

Quanto mais denso maior é a sua rigidez, e menores são a diferenças entre as deformações do osso e do implante, ou seja, quanto mais próximo estiverem os módulos de elasticidade do implante e do osso envolvente menor será o movimento relativo de um em relação ao outro na interface osso-implante. O osso cortical é cerca de cinco vezes mais flexível do que o titânio e à medida que a tensão aumenta, aumenta a diferença na rigidez de cada um, da mesma forma que, se esta diminui, essa diferença também diminui, fazendo com que seja mais previsível que o osso se mantenha em contacto com a superfície do implante quando as tensões são mais baixas. Uma vez seleccionado um implante, a única forma que o clínico tem de alterar a tensão sobre o osso envolvente é controlando a carga aplicada ou modificando a densidade do osso. A densidade óssea pode ser aumentada utilizando osteótomos durante o preparo do leito implantar para condensar o osso ou utilizando materiais de enxerto ósseo para melhorar a qualidade e quantidade de osso, permitindo usar implantes de maior diâmetro com uma maior superfície e logo proporcionando mais osso nesta superfície.

Uma classificação para a qualidade de osso foi proposta por Misch (1988) que classificava o osso de acordo com a sua densidade em quatro tipos: D1- osso cortical denso; D2- osso cortical

denso a poroso a envolver osso trabecular denso; D3- osso cortical poroso numa camada fina a envolver osso trabecular fino; D4- osso trabecular fino de baixa densidade com uma cortical muito fina ou inexistente.

Num estudo realizado por Misch (1990) foi avaliada a distribuição das densidades ósseas maxilares em 200 pacientes, com diferentes desdentações. Os resultados deste estudo permitiram concluir que o osso tipo D1 é praticamente inexistente na maxila, sendo mais frequente na mandíbula anterior do que na posterior com uma prevalência de 6 e 3 % respectivamente. Por sua vez, o osso tipo D2 é o mais frequente na mandíbula, com uma prevalência maior na região anterior da mandíbula (75% dos casos), relativamente à região posterior (50% dos casos). Já o osso tipo D3 é mais frequente na maxila (50% dos casos), do que na região posterior mandibular (46% dos casos). Por fim, o osso tipo D4 é mais frequente na parte posterior da maxila (40% dos casos) e quase inexistente na mandíbula. Os tipos de osso de menor densidade e por isso, segundo esta classificação de pior qualidade, estariam assim também situados nos sectores posteriores mandibular e maxilar.

Num outro estudo, estes autores tentaram ainda estabelecer uma correlação entre os valores da densidade óssea aparente, módulo de elasticidade, tensão de resistência à fractura por compressão do osso trabecular na mandíbula humana e a influência da cortical. Concluíram que estes valores são mais elevados na região anterior do que nas posteriores, que a ausência de cortical óssea fez diminuir o módulo de elasticidade do osso trabecular e que devem efectuar-se alterações no protocolo cirúrgico quando a cortical óssea não está presente. Cada densidade óssea deveria corresponder assim a um plano de tratamento com um procedimento cirúrgico de acordo com a qualidade óssea (Misch *et al.* 1999).

As radiografias periapicais ou as ortopantomografias não são os exames mais indicados para avaliar a densidade óssea, devido à sobreposição das tábuas ósseas compactas do osso cortical sobre as trabéculas do osso esponjoso, mas são as mais utilizadas clinicamente pelo seu baixo custo. As tomografias axiais computadorizadas (TAC) são mais indicadas para este fim, por nos permitirem obter imagens axiais perpendiculares ao longo eixo do corpo. Cada imagem axial tem cerca de 260,000 pixels e cada pixel corresponde a uma unidade Hounsfield relativa à densidade do tecido radiografado dentro de um pixel. Quanto mais elevadas forem as unidades Hounsfield mais denso é o tecido. A classificação de Misch está correlacionada com as unidades de Hounsfield da seguinte forma: D1- > 1250 unidades; D2- 850-1250 unidades; D3- 350-850 unidades; D4- 150-350 unidades, D5- < 150 unidades. Uma densidade até 400 unidades Hounsfield seria o limite para a colocação de implantes em carga imediata segundo Jaffin *et al.* (2004).

A qualidade, para além da densidade do osso na região implantar, vai depender em grande parte da estrutura relativa entre osso cortical (compacto) e trabecular (esponjoso). Baseado na sua aparência radiográfica e na resistência à trepanação durante a preparação do leito implantar o osso foi classificado segundo Lekholm e Zarb (1985) em quatro categorias na qual o osso dos maxilares

na região implantar é composto por: Tipo I- osso homogêneo e compacto; Tipo II- uma camada espessa de osso cortical que envolve um núcleo de osso trabecular denso; Tipo III- uma fina camada de osso cortical que envolve um núcleo de osso trabecular denso e de resistência mecânica à fratura favorável; Tipo IV- uma fina camada de osso cortical que envolve um núcleo de osso trabecular de baixa densidade e de resistência mecânica à fratura desfavorável.

Na figura 1.8 está representado um implante na região posterior da mandíbula de um ovino, com um osso do tipo II, observando-se uma camada espessa de osso cortical envolvendo uma zona central de osso trabecular denso.



Figura 1.8 – Colagem representativa de um implante Staumann® SLActive 4.1x12 mm na região posterior da mandíbula de um ovino, com um osso do tipo II, observando-se uma camada espessa de osso cortical envolvendo uma zona central de osso trabecular denso.

Num estudo foram efectuados 412 secções ósseas perpendiculares ao palato duro da maxila e ao plano basal da mandíbula em três regiões diferentes: incisivo lateral, primeiro pré-molar e primeiro molar, em maxilares atrofícos humanos *ex-vivos*, de ambos os sexos, e com idades médias de 72,2 anos no maxilar e 77,6 na mandíbula. O osso do tipo I e II não foram encontrados na maxila e na mandíbula foram encontrados em todas as regiões, predominantemente no sexo masculino, com o osso do tipo I em muito menor número em cada uma das regiões. O osso do tipo III foi encontrado em ambos os maxilares, em todas as regiões e sobretudo nas incisiva e pré-molar e com maior frequência no sexo feminino. O osso do tipo IV foi encontrado na região molar de ambos os maxilares, mas só surgiu uma vez na região posterior mandibular. Deste estudo concluiu-se que em pacientes desta faixa etária o melhor osso encontrado na maxila foi do tipo III e IV, o que significa que na maxila é muito provável encontrar-se um osso com uma cortical muito fina que envolve um osso trabecular de baixa densidade, sobretudo na região molar. Na mandíbula, por sua vez, o osso tipo IV é quase inexistente na região molar ao contrário do osso tipo III que é frequente, o que significa que também nesta região a mandíbula possui um osso cortical muito fino (Watzek 2004).

Outros estudos referem também que a maxila e a mandíbula posterior são as regiões com maiores riscos de fracasso implantar (Jaffin e Berman 1991; Friberg *et al.* 1991; Fugazzotto *et al.* 1993; Razavi *et al.* 1995; Ferrigno *et al.* 2002), onde encontramos com mais frequência osso tipo III ou tipo IV e, talvez por isso, menos aconselhada para carga imediata. Contrariamente a esta opinião um outro estudo refere que implantes colocados em osso do tipo I obtiveram mais fracassos que os colocados em osso do tipo IV. Segundo estes autores tal deveu-se à utilização de implantes com uma superfície de hidroxiapatite em osso do tipo IV e ao sobreaquecimento na preparação dos leitos implantares em osso do tipo I (Truhlar *et al.* 1994). Muitos dos fracassos em osso do tipo I ocorrem por razões iatrogénicas e são descobertos antes dos implantes serem colocados em carga.

Num estudo de análise de elementos finitos Clelland *et al.* (1993) demonstraram que num osso do tipo IV com uma distribuição homogénea de osso trabecular (cortical muito fina ou inexistente), a concentração de tensões e deformações máximas ocorria na zona apical do implante. Num modelo não homogéneo, com um osso cortical de espessura variável em torno de um núcleo de osso esponjoso trabecular esta concentração ocorria no osso cortical marginal ao implante. Com o aumento da espessura da cortical estas tensões diminuía consideravelmente o que sugere sob um ponto de vista biomecânico, que um implante pode ser praticamente suportado pelo osso cortical se este for de espessura suficiente.

A classificação de Lekholm e Zarb é a classificação mais utilizada porque é muito simples de utilizar e não exige um grande investimento (só uma ortopantomografia e/ou uma telerradiografia de perfil). É todavia uma classificação muito subjectiva na medida em que depende da qualidade do exame radiográfico e da percepção clínica do cirurgião o que faz com que em algumas situações seja difícil distinguir entre um osso tipo II e III (Trisi *et al.* 1999). Um plano de tratamento com base numa classificação mais elaborada e objectiva pode vir a ser muito importante, por exemplo, quando se utilizam protocolos de carga imediata (Molly 2006).

A quantidade de osso é outro factor importante para o sucesso implantar, sobretudo porque dele vai depender a escolha do diâmetro e do comprimento do implante utilizado. A classificação em 5 tipos de acordo com a forma e o grau de reabsorção do rebordo alveolar foi proposta por Lekholm e Zarb (1985): Tipo A - a maior parte do rebordo alveolar está presente; Tipo B - moderada reabsorção do rebordo alveolar; Tipo C - severa reabsorção do rebordo alveolar, ficando só osso basal; Tipo D - reabsorção parcial do rebordo basal; Tipo E - extrema reabsorção do osso basal.

A quantidade de osso disponível vai depender da localização anatómica (na região anterior ou posterior, na maxila ou mandíbula, do grau de reabsorção dos rebordos alveolares e da existência de estruturas anatómicas vitais. A presença de estruturas anatómicas, como o seio maxilar e o nervo dentário inferior limitam a quantidade de osso disponível para a colocação de implantes no sector posterior (figura 1.9). Por vezes é necessário recorrer a implantes mais curtos do que seria o ideal

atendendo a que estas zonas são sujeitas a cargas oclusais maiores, ou mesmo a técnicas cirúrgicas de aumento de rebordo ósseo. Sendo que a utilização de implantes mais curtos, sobretudo em protocolos de carga imediata seja também um ponto controverso.

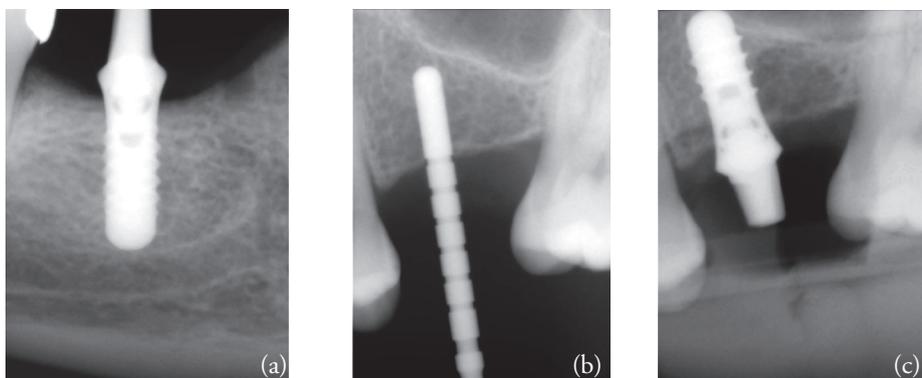


Figura 1.9- Imagem radiográfica de um implante 4,1 x10 mm Straumann® SLActive colocado sobre o canal dentário inferior na região 46 (a); medição em mm da altura óssea disponível para a colocação do implante sem envolver o seio maxilar (b) a correção da inclinação do implante permitiu a colocação de um implante 4,1 x 8 mm Straumann® SLActive sob o seio maxilar na região 26 (c).

#### 1.4.2. Geometria e topografia da superfície do implante

A geometria no que especificamente se relaciona com o comprimento, o diâmetro e a forma do implante são provavelmente factores a ter em consideração quando se escolhem protocolos de carga imediata ou precoce.

A utilização de implantes curtos é habitualmente pouco recomendada, porque se entendeu que as cargas oclusais devem ser transmitidas ao osso pelo implante numa superfície extensa, a maior possível, para preservar o osso peri-implantar (Lum 1991). Tal também se deve ao facto das taxas de sucesso destes implantes serem inferiores aos outros (Weng *et al.* 2003). Um aumento de 3mm no comprimento de um implante cilíndrico, por exemplo, corresponde a um aumento de cerca de 20-30% na sua superfície (Misch e Bidez 2005a). Num outro estudo, que comparou o comprimento e o diâmetro dos implantes com as taxas de sucesso implantar, verificou-se que implantes mais curtos e de menor diâmetro têm taxas de sucesso inferiores aos restantes (Winkler *et al.* 2000). Também Caramês (2001) conclui, num estudo animal realizado em cães Beagle, que implantes com um maior diâmetro e menor comprimento apresentaram taxas de sobrevivência (83,3%) inferiores aos implantes de menor diâmetro e maior comprimento (100%), mas com uma área semelhante. Implantes de maior diâmetro apesar de poderem originar perfis de emergência mais adequados à substituição de um dente natural e um aumento da superfície do implante, podem levar a valores de deformação no osso peri-implantar abaixo de limiar de desuso ( $50\mu\epsilon$ ), pela sua rigidez (cerca de 5-10 x superior ao dente natural) e a um aumento da reabsorção do osso peri-implantar (Misch e Bidez 2005a).

Tem sido sugerido que implantes mais compridos têm uma estabilidade primária superior às cargas laterais. Todavia aumentar o comprimento dos implantes para além de determinado comprimento ( $\geq 10$  mm) parece não representar uma vantagem para a dissipação de tensões no osso peri-implantar (Chun *et al.* 2002, Lum *et al.* 1992). Um outro estudo revelou taxas de sucesso com carga imediata mais baixas para implantes de comprimentos inferiores a 10 mm (Schnitman *et al.* 1997). Muitos estudos sugerem que implantes com mais de 10 mm são necessários para assegurar uma taxa de sucesso elevada (Tarnow *et al.* 1997; Buser *et al.* 1988; Horiuchi *et al.* 2000). Segundo Renouard e Nisand (2006), no entanto, mesmo quando se utilizam implantes curtos ( $\leq 8$ mm) ou de maior diâmetro ( $\geq 4,5$ mm) as taxas de sobrevivência podem ser semelhantes ao dos implantes mais compridos e de plataforma regular quando a preparação do leito implantar tem em consideração a densidade óssea, são usados implantes de superfície rugosa, existe uma boa técnica cirúrgica e um cumprimento das indicações clínicas para a colocação de implantes. A ferulização deste tipo de implantes com pontes parece também aumentar as taxas de sobrevivência (Misch *et al.* 2006). Assim, a determinação de valores limiares de comprimento e de diâmetro para carga imediata ainda estão por determinar (Gapski *et al.* 2003).

A forma do implante é outro factor que pode ser mais favorável à obtenção de uma maior estabilidade primária e por sua vez, a um maior contacto entre o implante e o osso peri-implantar, aumentando a sua superfície com espiras e sulcos longitudinais ou circulares. Num estudo experimental com babuínos observou-se, após 18 meses de carga funcional, que os implantes rosqueados tinham uma percentagem de contacto osso-implante superior à dos implantes cilíndricos (sem rosca). Sendo tal mais evidente na maxila onde o osso é normalmente de pior qualidade relativamente à mandíbula (Watzak *et al.* 2005). Num outro estudo, a frequência de fracassos implantares era superior com implantes standard de superfície maquinada do que com implantes auto-rosqueados, mas nenhuma diferença no nível ósseo marginal foi encontrado entre as duas geometrias (Quirynen *et al.* 1992a). A forma da maioria dos implantes endoósseos são hoje rosqueados em vez de cilíndricos e dentro dos implantes rosqueados alguns são auto-rosqueados (não necessitam que se efectue passo de rosca no osso peri-implantar) o que pode ser uma vantagem em osso de pior qualidade. Ainda no grupo dos implantes rosqueados podemos distinguir os de paredes paralelas e os de paredes convergentes, também chamados cónicos. Estes últimos parecem ter vantagem sobre os de paredes paralelas em implantes unitários onde as raízes dos dentes naturais convergem para o leito implantar e em zonas de osso de pior qualidade, pois permitem “condensar” o osso trabecular (O’Sullivan *et al.* 2000 e 2004). Perdem, no entanto, em superfície disponível para osteointegração e requerem mais cuidados na preparação do leito implantar sobretudo em osso do tipo I. Não é conhecido qual destes dois é mais útil para obter uma maior estabilidade primária e por isso, mais favorável para carga imediata ou precoce. A forma ideal de um implante para carga imediata ou precoce deveria permitir: uma estabilidade inicial mais elevada para reduzir os micromovimentos durante a fase de cicatrização; diminuir os efeitos das tensões na interface implante-osso; manter os valores de defor-

mação nos níveis de adaptação fisiológica. Estes três objectivos dependem para além da qualidade óssea e da técnica cirúrgica, da geometria do implante sobretudo no que respeita às espiras e ao colo implantar.

Relativamente à forma, à profundidade e à distância entre espiras, sabe-se que uma espira triangular mais espaçada do tipo dos implantes Straumann®, é mais favorável a uma cirurgia atraumática, pois é mais fácil de inserir no leito implantar (requer menos voltas). Também devido à menor resistência mecânica do osso, relativamente ao implante, mais osso deve existir longitudinalmente em contacto com a superfície do implante. Por outro lado, o ângulo formado entre as espiras de 15° e uma profundidade de 0,35 mm permite um aumento da resistência do osso peri-implantar em cerca de 20% (Scacchi 2000). Assim, a quantidade de osso formado entre as espiras vai depender do número e da profundidade das espiras que parece ser também um factor importante para aumentar a resistência da interface osso-implante. Todavia, quando a distância entre as espiras é muito grande, apesar de serem profundas vão concentrar ainda mais as tensões na crista das espiras, por serem precisas menos voltas para inserir um implante o que equivale a um menor número de voltas por unidade de comprimento por onde as cargas se distribuem (Hansson 2006). Contrariamente a isto, outros autores consideram que uma espira quadrangular diminui as tensões em corte e aumenta as tensões em compressão sobre o osso, mais favoráveis à manutenção do osso na interface (Misch e Bidez 2005a). No entanto, é mais difícil de inserir este tipo de implante num leito implantar em osso mais corticalizado do tipo I, mas é mais útil para alcançar uma maior estabilidade primária em osso de pior qualidade. A forma das espiras parece, no entanto, ter mais influencia sobre o osso trabecular do que sobre o osso cortical. Assim, num estudo de análise de elementos finitos, comparando implantes cónicos com espiras de diferentes formas, concluiu-se que a distribuição das tensões no osso cortical era semelhante para qualquer um deles, contrariamente ao osso trabecular onde a forma das espiras influenciou a distribuição das tensões (Geng *et al.* 2004).

No que respeita ao colo do implante, este pode ter diferentes comprimentos e formas, mas na maioria dos sistemas é polido, e por isso quando é colocado em contacto com o osso cortical vai transmitir tensões em corte que são as mais prejudiciais à osteointegração. Assim, mesmo que a osteointegração tenha ocorrido na região do colo polido durante a fase inicial da osteointegração, as tensões transmitidas ao osso nesta região vão facilmente constituir uma sobrecarga no osso peri-implantar quando o implante for colocado em carga (Misch *et al.* 2005b). Esta é provavelmente uma das razões para a perda de osso correspondente pelo menos ao comprimento do colo polido do implante ou até ao nível da primeira espira entre os diferentes sistemas de implantes (Adell *et al.* 1981; Adell *et al.* 1990; Hammerle *et al.* 1996; Jung *et al.* 1996; Wiskott *et al.* 1999; Ricci *et al.* 2004). A reabsorção normalmente estabiliza ao nível da primeira espira, porque a este nível a componente de tensões em corte são transformadas numa componente de tensões em compressão. Esta será também uma das razões porque alguns sistemas de implantes têm espiras até ao cimo da

plataforma implantar diminuindo ou eliminando o colo polido. Um outro estudo, realizado com um implante desenhado com um colo cônico com rugosidades provocadas por jactos de dióxido de titânio e com microespiras até à plataforma implantar, demonstrou ser mais eficiente na preservação do osso cortical marginal (Palmer *et al.* 2000). Todavia se este desenho parece, em termos mecânicos, uma boa opção, em termos biológicos quando é exposto à cavidade oral e à retenção de placa bacteriana pode constituir um problema de higienização.

A topografia da superfície do implante influencia o ritmo de osteointegração, pela composição e a rugosidade da superfície. Implantes de superfície rugosa são mais favoráveis do que os implantes de superfície maquinada, por permitirem uma área de fixação ao osso peri-implantar maior e por sua vez uma estabilidade biomecânica maior (Buser *et al.* 1991; Gotfredsen *et al.* 1995; Wennerberg *et al.* 1998; Buser *et al.* 2004). Todavia outros estudos *in vivo* com carga imediata não encontraram diferenças nas taxas de sucesso com implantes de diferentes superfícies (Evans *et al.* 1996; Corso *et al.* 1999), provavelmente pela localização destes implantes na região anterior mandibular onde o osso é mais denso e por isso mais favorável para carga imediata. Contrariamente, numa meta-análise, Cochran (1999) conclui que a taxa de sucesso para implantes de superfície rugosa era superior na maxila relativamente à mandíbula, o que sugere que em osso de pior qualidade a superfície rugosa pode ser uma mais valia. Noutro estudo animal, comparando o tipo de osso recém-formado na região peri-implantar entre os implantes de superfície maquinada ou rugosa (SLA), demonstrou que o processo de cicatrização ocorreu de igual modo sobre as duas superfícies, mas a um ritmo e extensão maior sobre a superfície SLA® (Abrahamsson *et al.* 2004).

O ritmo e a extensão da osteointegração (percentagem de contacto osso-implante) estão associados a parâmetros como a composição química, as propriedades hidrofílicas e o grau de rugosidade da superfície do implante (Le Guéhennec *et al.* 2006). A composição química e as cargas iónicas na superfície do implante são importantes para a fixação de proteínas e de células ósseas na superfície do implante. Implantes dentários podem ser em titânio comercialmente puro de grau 1 a 4 ou numa liga de titânio (Ti<sub>6</sub>AL<sub>4</sub>V). A pureza do titânio é caracterizada pelo seu conteúdo em iões oxigénio, carbono e ferro. A maioria dos implantes de titânio hoje são formados em titânio puro de grau 4 pela sua resistência mecânica à fractura ou em Ti<sub>6</sub>AL<sub>4</sub>V que os torna ainda mais resistentes, cerca de duas vezes mais que os de titânio grau 4. A composição química da superfície do implante vai influenciar as suas propriedades hidrofílicas. Superfícies mais hidrofílicas interagem mais facilmente com os fluidos orgânicos, as células sanguíneas e os tecidos peri-implantares. A capacidade hidrofílica de uma superfície mede-se pelo ângulo de contacto entre esta e um líquido a que está em contacto, sendo 0° a situação mais hidrofílica e 140° a mais hidrofóbica. Num estudo animal, Buser *et al.* (2004) detectaram um contacto osso-implante superior associados aos novos implantes Straumann® SLActive de superfície hidrofílica do que com os implantes Straumann® SLA de superfície hidrofóbica. Uma superfície rugosa parece potenciar a osteointegração e a fixa-

ção biomecânica (Cochran *et al.* 1998, Wennerberg *et al.* 1998). No entanto, uma questão que ainda se coloca é qual o grau de rugosidade ideal. A rugosidade de superfície pode ser dividida em três grupos de acordo com a sua medição topográfica em: macrorugosidades – medidas a partir de 10  $\mu\text{m}$ ; microrugosidades – medidas entre 1 a 10  $\mu\text{m}$  e nanorugosidades – medidas até 1  $\mu\text{m}$  (Le Guéhennec *et al.* 2006).

A macrorugosidade está directamente relacionada com a geometria das espiras implantares e a macroporosidade. Muitos estudos têm demonstrado que a macroporosidade favorece o “interlocking” mecânico entre o osso e o implante, mas constitui um risco acrescido de peri-implantites e mais instabilidade e difusão iónica (Becker *et al.* 2000).

A microrugosidade está também directamente relacionada com o “interlocking”. Uma microporosidade mais moderada, entre 1-2  $\mu\text{m}$ , pode limitar os problemas da macroporosidade (Albrektsson e Wennerberg 2005), ao mesmo tempo que favorece a osteointegração sobretudo em regiões com osso de pior qualidade (tipo III e IV) ou em quantidade insuficiente e que obrigam a utilizar implantes mais curtos (Testori *et al.* 2001; Conner *et al.* 2003; Renouard e Nisand 2006).

A nanorugosidade está directamente relacionada com adsorção de proteínas e a adesão de osteoblastos à superfície do implante, bem como com o ritmo da osteointegração, sendo que a este nível é extremamente difícil de estandardizar a rugosidade pretendida uma vez que é mais complicada de realizar quimicamente.

Mesmo os implantes maquinados (considerados não rugosos) e as superfícies polidas têm rugosidades médias que neste caso podem ser na ordem dos 0,2 a 0,3  $\mu\text{m}$ . A questão que se coloca é saber se superfícies mais rugosas ou com padrões diferentes de rugosidade devem ser desenvolvidas para potenciar a osteointegração. Assim, existem muitos métodos para desenvolver uma superfície mais rugosa, como a utilização de jactos de partículas de titânio liquefeitas, jactos com partículas cerâmicas, tratamento ácido, anodização e a utilização de materiais de revestimento.

A utilização de jactos de partículas de titânio liquefeitas ou “Titanium plasma-spraying” (TPS) é um método que consiste em produzir uma superfície rugosa à custa da injeção de jactos de pó de titânio a uma temperatura elevada na superfície do implante, onde estas partículas se fundem e condensam formando um filme inicial de 30 $\mu\text{m}$  de espessura e que pode chegar aos 40-50 $\mu\text{m}$  para ser uniforme. A superfície resultante tem uma rugosidade de superfície média de 7 $\mu\text{m}$  e aumenta a superfície de contacto com o osso e a resistência à tracção da interface osso-implante (Buser *et al.* 1991). Implantes com uma superfície de TPS (titânio plasma spray), apresentam valores mais elevados do nível de osso marginal, do contacto entre o implante e o osso, e na densidade óssea peri-implantar relativamente aos implantes maquinados (Gotfredsen *et al.* 2001b).

Os jactos com partículas cerâmicas é um método que consiste em produzir uma superfície rugosa à custa da erosão provocada por partículas cerâmicas de elevada dureza projectadas por ar

comprimido na superfície do titânio. Dependendo do tamanho destas partículas podem ser produzidas diferentes rugosidades de superfície. As partículas de óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) são muito utilizadas para este fim, mas têm a desvantagem de serem de difícil remoção podendo contaminar a superfície do implante, diminuindo a resistência do titânio à corrosão ou até libertarem-se nos tecidos peri-implantares interferindo com a osteointegração (Aparicio *et al.* 2003a). Os jactos de óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) também são muito utilizados e não têm a desvantagem dos anteriores, podendo produzir uma superfície de 1-2 $\mu\text{m}$  de espessura com partículas de 25 $\mu\text{m}$ , aumentando assim a superfície de contacto osso-implante (Ivanoff *et al.* 2001).

A utilização de partículas de fosfato de cálcio, na forma de cristais de hidroxiapatite ou fosfato beta-tricálcico simples ou misturados, constituem uma alternativa a considerar na medida em que são partículas biocompatíveis e osteocondutoras (Guerra *et al.* 2003). Estudos experimentais têm igualmente demonstrado a obtenção de um contacto implante/osso superior às superfícies maquinadas (Piattelli *et al.* 2002) e semelhante às outras superfícies obtidas por jactos de partículas cerâmicas (Mueller *et al.* 2003).

A utilização de ácidos fortes como HCL,  $\text{HNO}_3$ ,  $\text{H}_2\text{SO}_4$  e HF é um método que consiste em produzir uma superfície rugosa à custa da dissolução da superfície do implante criando microporos de 0,5 a 2  $\mu\text{m}$ . A imersão dos implantes numa mistura de HCL e  $\text{H}_2\text{SO}_4$  a 100 $^\circ\text{C}$ , durante alguns minutos, produz uma superfície microrugosa que promove uma rápida osteointegração, melhorando a osteocondutividade da superfície através do aumento da fixação de fibrina e células osteogénicas à superfície do implante (Trisi *et al.* 2002; Trisi *et al.* 2003a). A adesão de fibrina na superfície do implante parece servir de guia para a migração de osteoblastos. Muitos autores têm sugerido valores mais elevados de contacto de implante-osso e menor reabsorção óssea com este método do que com implantes TPS ou maquinados (Cochran *et al.* 1998; Trisi *et al.* 2003b). A utilização de HF parece ser outro método de erosão ácida, produzindo uma superfície microrugosa e uma vez que o titânio reage muito facilmente com o ião Fluor, forma moléculas  $\text{TiF}_4$  que incorporadas na superfície do implante parecem favorecer a osteointegração, tornando a superfície bioactiva (Ellingsen *et al.* 2004). No entanto, a utilização de ácidos fortes e outros tratamentos químicos de superfície podem reduzir as propriedades mecânicas do titânio, tornando-o mais quebradiço e menos resistente à fractura (Yokoyama *et al.* 2002).

A anodização é um método que consiste em produzir uma superfície rugosa à escala da micro e nanorugosidade através da utilização de ácidos fortes ( $\text{HNO}_3$ ,  $\text{H}_2\text{SO}_4$ ,  $\text{H}_3\text{PO}_4$  e HF) mas numa solução electrolítica produzida por uma corrente eléctrica densa (200 A/m $^2$ ) ou um potencial de 100 V. O objectivo deste método consiste num aumento de espessura da camada de óxidos de titânio na superfície do implante para mais de 100 nm. Quando os ácidos fortes são utilizados em soluções electrolíticas a camada de óxidos vai ser dissolvida ao longo destas correntes eléctricas, criando-se micro ou nanoporos ao longo destas linhas, modificando-se assim a estrutura cristalina da superfície da

camada de óxidos de titânio. Este processo envolve vários parâmetros: a densidade da corrente eléctrica, a concentração e composição dos ácidos e a temperatura da solução electrolítica utilizada, tornando por isso este processo muito complexo. Pensa-se que a anodização contribui para um reforço da resposta óssea com o desenvolvimento de graus elevados de osteointegração em testes biomecânicos e histomorfométricos quando comparados com superfícies maquinadas (Sul *et al.* 2002; Rocci *et al.* 2003; Jungner *et al.* 2005). Num estudo clínico, com uma avaliação radiológica após 4 anos, revelou-se que a perda de osso marginal era superior com implantes maquinados e rosqueados com espiras triangulares do que com implantes gravados a ácido e a jactos de areia, rosqueados com espiras quadrangulares (Zechner *et al.* 2004). Existem dois mecanismos que podem explicar estes resultados, por um lado o “interlocking” através do crescimento de osso no interior dos poros e por outro, uma união bioquímica entre esta superfície e as células ósseas (Schupbach *et al.* 2005; Sul *et al.* 2005).

O potencial da utilização de materiais de revestimento pode não só aumentar a rugosidade da superfície do implante, mas também permitir um incremento da osteointegração através da utilização duma camada de material bioactivo com capacidades osteocondutoras (Guerra *et al.* 2003). No entanto, as propriedades mecânicas destes materiais, sobretudo pelo método de fixação à superfície do implante e a durabilidade das suas capacidades osteocondutoras, têm sido alguns dos problemas até ao momento ainda não resolvidos. O fosfato de cálcio, na forma de hidroxiapatite é um desses materiais e tem sido largamente utilizado com resultados clínicos satisfatórios, pela sua capacidade de fixar mais rapidamente células ósseas do que outras superfícies, aumentando assim o ritmo inicial da osteointegração (Barrere *et al.* 2003; Morris *et al.* 2000). Pensa-se que isto se deve à existência na hidroxiapatite de proteínas endógenas que servem de matriz para a fixação e o crescimento de células osteogénicas (Davies 2003). Contudo, algumas das desvantagens deste material prendem-se com as técnicas utilizadas para a fixação da hidroxiapatite (jactos de plasma de hidroxiapatite), que levam à criação de várias fases cristalinas de fosfato de cálcio, sendo algumas demasiado grandes para revestir implantes de menor diâmetro. Por esta razão, os implantes revestidos a hidroxiapatite devem ser limitados a implantes de maior diâmetro, colocados em regiões de osso de menor densidade para evitar a delaminação da camada de hidroxiapatite. Outro problema prende-se com a durabilidade do efeito osteocondutor que parece só favorecer a osteointegração nas fases iniciais e que depois a longo termo levam a percentagens de contacto osso-implante inferiores ao de uma superfície maquinada (Gottlander *et al.* 1991).

Outros métodos, como por exemplo a pulverização catódica – “sputter-deposition” e a utilização de proteínas ósseas morfogénicas – “bone morphogenetic proteins” (BMP), são alguns campos de estudo promissores.

Têm surgido ultimamente novas superfícies bioactivas que se pensa terem um melhor potencial osteocondutivo, promovendo uma cicatrização e aposição de osso novo mais rapidamente, encurtando o tempo de osteointegração e, por isso, mais apropriados para protocolos de carga

imediate ou precoce. No entanto, o futuro da implantologia dentária deve tentar, prioritariamente, desenvolver superfícies com uma topografia e composição química controlada e estandardizada de forma a compreendermos melhor as interações entre proteínas, células e tecidos com a superfície do implante (Le Guéhennec *et al.* 2006).

Foi com estes objectivos presentes que a nova superfície hidrófila designada SLActive da Straumann® foi desenvolvida. Esta nova superfície é criada por métodos combinados, primeiro utilizando jactos de partículas de grande tamanho (0,25-0,50 mm) que criam uma macrorugosidade (20-40  $\mu\text{m}$ ) (figura 1.10a), seguido do tratamento com ácidos através numa mistura de HCL e  $\text{H}_2\text{SO}_4$  a  $100^\circ\text{C}$  durante alguns minutos para produzir uma superfície microrugosa (0,5-3 $\mu\text{m}$ ) (figura 1.10b), originando uma superfície com uma rugosidade média de  $1,16 \pm 0,04 \mu\text{m}$  (Buser *et al.* 2004).

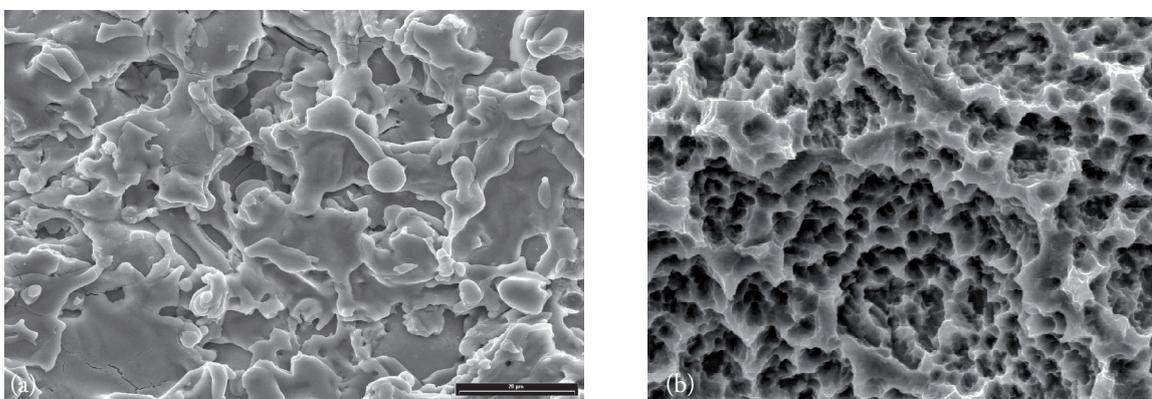


Figura 1.10 – Imagem da macrorugosidade da superfície SLActive (a) e da microrugosidade da superfície de SLActive (b) (escala 20  $\mu\text{m}$ ). (Cortesia da Straumann AG, Suíça).

A esta conjugação dos jactos de partículas e do tratamento ácido ou “Sandblasting and Acid Etching” (SLA) que conta com 10 anos de experiência clínica, foi introduzido um terceiro objectivo o de aumentar as propriedades hidrófilicas da superfície. Assim, após o desenvolvimento da microrugosidade superficial, os implantes são colocados numa atmosfera controlada de nitrogénio ( $\text{N}_2$ ), e depois armazenados numa solução isotónica de 150mM de NaCl, muito semelhante à concentração destes iões no sangue ( $\text{Na}^+$  145 mM e  $\text{Cl}^-$  116mM), para obter uma camada superficial de óxido de titânio hidroxilizado. Estes dois processos: a atmosfera de  $\text{N}_2$  e o armazenamento numa solução aquosa de NaCl conferem a esta nova superfície um aumento da energia superficial e um ângulo de contacto de  $0^\circ$  comparativamente aos  $139,9^\circ$  da superfície de SLA regular (Rupp *et al.* 2006).

As características hidrofóbicas da anterior superfície de SLA, deve-se por um lado à topografia da superfície rugosa que leva ao aprisionamento de ar nos microporos e por isso à dificuldade inicial de molhabilidade da superfície e, por outro, à contaminação por hidrocarbonetos e carbonetos quando a camada superficial de óxidos de titânio contacta com o ar, baixando a energia superficial e aumentando o ângulo de contacto inicial entre a superfície de óxido de titânio e o sangue. Assim, apesar da camada de óxido de titânio ser muito estável na presença de fluidos orgânicos com

variadíssimos pH, não é inerte. Reage com a água formando grupos hidróxilo (OH) e o dióxido de carbono presente no ar, formando os hidrocarbonetos e carbonetos que em poucos minutos contaminam a superfície do implante SLA diminuindo as suas propriedades hidrofílicas e que agora lhe são conferidas pela camada superficial hidroxílica. Por isso a nova superfície do SLActive não é exposta nem armazenada ao ar. Após o tratamento ácido e a lavagem da superfície do implante, a exposição a uma atmosfera de N<sub>2</sub> (e não ao ar) diminui o risco de contaminação da superfície limpa de óxido de titânio e a sua posterior imersão numa solução de NaCl promove a protecção da sua camada superficial hidroxílica e hidrofílica. Esta superfície quimicamente activa estará assim disponível para reagir com os iões (fosfato), os aminoácidos e as proteínas presentes no sangue, para iniciar a fibrinogénese após a activação plaquetar permitindo a migração das células osteogénicas à superfície do implante (osteogénese de contacto), iniciando assim mais rapidamente o processo de osteointegração. Um estudo animal demonstrou uma percentagem maior de contacto osso-implante às duas e às quatro semanas pós-operatórias em comparação com a superfície SLA regular (Buser *et al.* 2004). No entanto, às oito semanas não havia qualquer diferença significativa entre a superfície SLA e SLActive (Buser *et al.* 2004).

Estes resultados sugerem que o efeito duma superfície mais hidrofílica (SLActive) relativamente a uma mais hidrofóbica (SLA) origina uma diferença significativa nas primeiras semanas de cicatrização, diminuindo o tempo de osteointegração e obtendo assim uma estabilidade secundária mais cedo, o que também foi concluído noutra estudo animal, onde foram medidos os torques de desinserção (remoção), que tiveram diferenças significativas após 2 semanas relativamente às duas superfícies (Ferguson *et al.* 2006). Estudos clínicos com esta nova superfície em protocolos de carga precoce e imediata serão convenientes para testá-la, percebendo se esta nova superfície pode ser utilizada diminuindo os tempos de espera entre a cirurgia e a colocação dos implantes em carga.

#### 1.4.3. A estabilidade implantar e os micromovimentos

A existência de estabilidade primária é um pré-requisito essencial para a osteointegração e está intimamente ligada aos micromovimentos na interface osso-implante. O ajuste preciso entre o implante e o leito implantar, permite a obtenção da estabilidade mecânica necessária para resistir aos micromovimentos prejudiciais à obtenção de uma interface osso-implante e à osteointegração.

No processo de osteointegração podemos considerar dois tipos de estabilidade: a primária e a secundária. A inicial designada como estabilidade primária, a qual é obtida quando o implante é colocado no leito implantar, vai depender grandemente da técnica cirúrgica, da qualidade e quantidade óssea, da geometria implantar e da adaptação do implante ao leito implantar. Apesar de não existir uma definição clínica de estabilidade primária, universalmente aceite, ela é entendida como a ausência de movimento implantar imediatamente após a colocação de um implante (Molly

2006). No entanto em termos físicos sabemos que a ausência total de movimentos na realidade não ocorre e pode inclusive ser necessário um certo grau de micromovimentos para estimular a regeneração óssea na região peri-implantar (Szmukler-Moncler *et al.* 1998). Desta estabilidade vai depender a decisão clínica de efectuar carga imediata logo após a cirurgia ou se vamos esperar até à obtenção de uma estabilidade mais tardia ou secundária. Esta última refere-se também à ausência de movimentos implantares após o processo de osteointegração se ter iniciado e o grau de movimento implantar ser igual ou superior àquele obtido na estabilidade primária. Assim, se a estabilidade primária depende mais de factores mecânicos, a estabilidade secundária decorre sobretudo, de factores biológicos como o ritmo de osteointegração e de remodelação capaz de transformar um osso imaturo num osso lamelar mecanicamente mais forte e capaz de resistir às cargas oclusais.

Quando um implante é colocado, a estabilidade primária vai depender em primeira mão da quantidade de osso cortical disponível para “ancorar” o implante e da qualidade de osso trabecular na região peri-implantar. O processo de osteointegração na sua fase inicial, por remodelação origina zonas de reabsorção que criam maior porosidade (mais espaços vazios) em resposta ao elevado grau de microdanos ocorridos durante a fase cirúrgica. Durante este período podemos considerar que a estabilidade primária inicial diminui para valores mais baixos que só recuperam quando houver a formação de osso novo por modelação ou na sequência da formação óssea por remodelação. Assim, este período de transição da estabilidade primária para a secundária vai depender do grau de microdano provocado durante a cirurgia implantar, do aporte de células sanguíneas e osteogénicas ao leito implantar, da superfície do implante e do estímulo mecânico da região implantar. Este período de transição está representado no gráfico 1.2 e corresponde a uma depressão na curva de estabilidade total no período mais crítico entre a 2ª e a 4ª semana (Rahavendura *et al.* 2005).

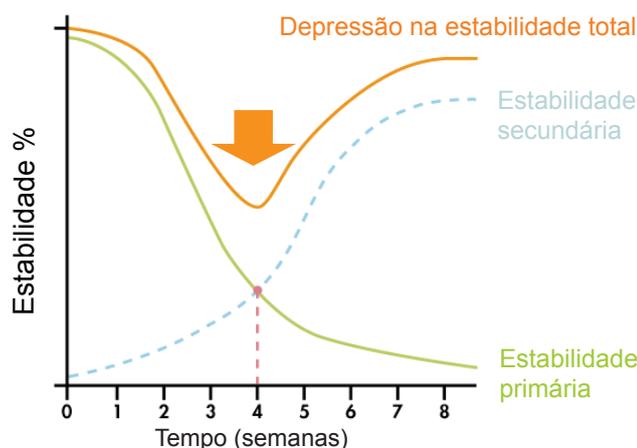


Gráfico 1.2- Variação da estabilidade primária para a secundária desde o dia da instalação do implante até à formação de osso novo. (adaptado de Raghavendura *et al.* 2005)

Em situações biomecânicas mais exigentes como quando recorremos a carga imediata ou pre-

coce, a obtenção de estabilidade primária é crucial, para não haver insucesso implantar na fase inicial da cicatrização. O que, por sua vez, implica que a estabilidade primária seja mantida ou aumentada até a obtenção de uma estabilidade secundária. Neste sentido, parece que as propriedades da superfície do implante podem ter um papel preponderante com o aumento da resposta tecidual, eliminando ou reduzindo o período de menor estabilidade. Assim, num estudo clínico comparativo entre a estabilidade implantar de implantes com superfície maquinada ou oxidada sujeitos a carga imediata na região maxilar posterior por análise de frequência de ressonância, revelou que os implantes com superfície oxidada mantinham a estabilidade implantar durante os primeiros 3 meses relativamente aos implantes maquinados que diminuam de estabilidade em igual período (Glauser *et al.* 2001).

O efeito dos micromovimentos pode, segundo alguns autores, ter dois efeitos sobre as células ósseas e componentes extracelulares da região peri-implantar, sendo um pelo destacamento das células ósseas unidas à superfície do implante e outro pela deformação destas (Meyer *et al.* 2003). O primeiro é responsável pela destruição física da união osso-implante e não é de todo desejável. O segundo por sua vez, pela estimulação do processo de remodelação pode ser desejável, se ocorrer dentro de valores de deformação que mantenham o processo de remodelação com a reabsorção e a formação equilibradas. Por esta razão encontramos na literatura investigações laboratoriais (De Smet *et al.* 2006a) que sugerem que o tempo de carga *per se* não compromete a osteointegração desde que seja obtida uma estabilidade primária e os micromovimentos sejam mantidos entre valores que por um lado estimulem a formação de osso novo e, por outro, não sejam excessivos para levar a um encapsulamento fibroso do implante. Segundo alguns autores, estes valores devem estar entre 50-150  $\mu\text{m}$  para implantes de superfícies bioinertes (Szmukler-Moncler *et al.* 1998), ou até os 100  $\mu\text{m}$  para implantes de superfícies maquinadas (Brunski 1993), o que significa que a tolerância aos micromovimentos pode depender da superfície do implante, como foi sugerido por Szmukler -Moncler *et al.* (1998).

#### 1.4.4. A carga implantar

As forças oclusais afectam o osso envolvente através das tensões e das deformações desenvolvidas no osso peri-implantar. As tensões mecânicas podem afectar de forma positiva ou negativa o tecido ósseo (Frost 2004) e assim contribuir ou não para a manutenção da osteointegração de um implante. Tem sido sugerido que cargas oclusais em implantes dentários podem resultar em perda do osso marginal cortical e até perda total da osteointegração mesmo após muito tempo de função oclusal (Adell *et al.* 1981; Jemt *et al.* 1989; Naert *et al.* 2001a; Naert *et al.* 2001b). Durante o primeiro ano de função, a perda do osso marginal cortical em torno de um implante é pequena para a maioria dos implantes submetidos a cargas diferidas de acordo com o protocolo convencional (Adell *et al.* 1981; Bränemark *et al.* 1977; Manz 2000; Quirynen *et al.* 1991). A resistência mecânica do osso vai aumentando logo após a segunda cirurgia e exposição do implante, no caso de implantes submergidos, e até cerca de 1 ano após o início de carga, devido ao aumento de densidade óssea e da mineralização (Roberts *et al.* 1987). Todavia alguma perda de osso, inferior a 1,5 mm durante o primeiro ano de

função é uma ocorrência comum e considerada normal para a maioria dos implantes (Albrektsson *et al.* 1986b). O levantamento do retalho mucoperiósteo, a preparação do leito implantar, o nível da microfenda entre o pilar protético e o corpo do implante, a invasão bacteriana, o estabelecimento de um espaço biológico, a configuração do colo de um implante e a sobrecarga oclusal têm sido algumas das causas apontadas para esta ocorrência (Oh *et al.* 2002). Assim, uma remodelação mais intensa do osso envolvente ocorre durante o primeiro ano após a inserção do implante, e acontece quer nos protocolos de carga imediata e precoce quer nos de diferida. No entanto, alguns autores demonstraram que apesar de não levar à perda da osteointegração e mobilidade do implante, os protocolos de carga imediata apresentam níveis maiores de reabsorção da crista marginal e de contacto osso-implante relativamente à carga diferida com um ou dois tempos cirúrgicos (Sagara *et al.* 1993).

A carga oclusal logo após a cirurgia pode ser suficiente para causar microfracturas no osso envolvente ao implante, apesar do valor destas cargas ser insuficiente mais tarde, após a cicatrização e adaptação do osso para causar fracasso implantar (Isidor 2006). Para evitar valores elevados de tensões e deformações no osso envolvente durante este período de cicatrização, tem sido sugerido a aplicação de cargas progressivas nos implantes (Misch *et al.* 1998). Num estudo clínico realizado por Appellon *et al.* (2005) com implantes osteointegrados, estes foram progressivamente carregados aumentando a altura da mesa oclusal com acrílico dum nível de infraclusão até à oclusão completa com a arcada antagonista. Implantes restaurados com coroas metalocerâmicas serviram como controle. Utilizando um programa de análise de imagem e pela técnica de subtração digital, os implantes que foram carregados de forma progressiva demonstraram menor perda de osso marginal do que os carregados de forma convencional e foi observado que os implantes carregados progressivamente revelaram um aumento gradual da densidade óssea peri-implantar (Appleton *et al.* 2005). Estudos de experimentação animal (Buchter *et al.* 2005; Duyck *et al.* 2005; Quinlan *et al.* 2005; Mourão 2005; Duyck *et al.* 2006) e clínicos (Bischof *et al.* 2004; Esposito *et al.* 2004; Attard *et al.* 2005; Degidi *et al.* 2005; Froum *et al.* 2005) têm demonstrado que implantes sujeitos a carga imediata e que servem de suporte a próteses podem osteointegrar desde que as forças aplicadas e os micromovimentos possam ser controlados. Também outros autores demonstraram num estudo animal, que com uma carga controlada o período de tempo de cicatrização diminui (Vandamme *et al.* 2007). Assim, deformações no osso em cicatrização que não excedam o valor correspondente a uma sobrecarga moderada podem melhorar a cicatrização. Por outro lado, um osso em cicatrização sujeito a uma carga mais leve pode entrar em sobrecarga ou até fractura com mais facilidade do que um osso maduro (Frost 1992). Tal sugere que o valor da sobrecarga deverá ser mais baixo num implante não osteointegrado. Daí o perigo das forças não controladas levarem a sobrecarga do osso peri-implantar. Todavia o termo sobrecarga, designação proveniente da palavra inglesa “overload”, em implantologia, foi definido como uma força oclusal que excede a capacidade de resposta mecânica ou biológica de um implante osteointegrado, causando um fracasso mecânico do sistema implantar ou da osteointegração (Isidor 2006). Não existe uma definição de sobrecarga para um implante não osteointegrado. Clinicamente é muito difícil quantificar a magnitude (intensidade) e a direcção da

forças oclusais que naturalmente ocorrem. Índices clínicos relativamente às forças oclusais e aos seus efeitos sobre os implantes e as próteses que eles suportam não existem. Tal facto, torna qualquer correlação entre cargas oclusais e fracasso implantar muito difícil. Em estudos clínicos, uma associação entre as condições de carga e a perda marginal de osso cortical ou a perda total da osteointegração tem sido sugerida mas nunca foi provada (Isidor 2006).

Era importante que existissem índices clínicos relativamente às cargas oclusais possíveis de serem utilizadas em protocolos de carga imediata e precoce. Todavia isso não acontece. Parece, no entanto, haver um consenso à volta dos termos que definem o tempo e o tipo de carga. Assim, a carga imediata é aquela cuja restauração foi colocada sobre um implante com contactos oclusais com os dentes antagonistas até 48 horas pós-cirurgia. A carga precoce é aquela cuja restauração foi colocada sobre um implante com contactos oclusais entre 48 horas e 3 meses pós-cirurgia. A carga diferida definiu-se como aquela cuja restauração foi colocada num segundo procedimento após a carga convencional entre 3 e 6 meses após a cirurgia (Cochran *et al.* 2004),

### **1.5. Métodos de avaliação biomecânica da interface osso-implante e da estabilidade implantar**

O desenvolvimento de uma boa interface osso-implante é uma das condições essenciais para o sucesso implantar. Uma forma de avaliar as propriedades biomecânicas desta interface é através da avaliação clínica da estabilidade. De facto, uma boa estabilidade implantar resulta de uma boa interface osso-implante e nesta medida se a estabilidade primária é elevada, podemos supor que a interface tenha as condições mecânicas necessárias para que a osteointegração decorra normalmente. Deste modo, nenhuma avaliação directa da interface osso-implante pode ser efectuada por métodos clínicos. Já por métodos não clínicos temos possibilidade de avaliar as propriedades desta interface, experimentalmente em modelos animais, em humanos *ex-vivos* e *in vitro*. Existem também métodos não clínicos (e não experimentais) que permitem simular o complexo sistema osso-implante e desta forma avaliar a estabilidade, sobretudo a resposta do osso peri-implantar ao carregamento oclusal, muito útil nos protocolos de carga imediata e precoce. Assim, o presente item pretende dar uma noção de alguns métodos actualmente disponíveis para este fim, separando-os em métodos clínicos e não clínicos dando particular relevo ao método clínico de análise de frequências da ressonância e ao método não clínico de análise por elementos finitos.

#### *1.5.1. Métodos clínicos*

##### **1.5.1.1. Mobilidade directa do implante**

Este método clínico é o mais simples para avaliar a estabilidade implantar. Consiste na avaliação directa da mobilidade, aplicando pressão digital, ou entre dois cabos de instrumentos, um de

cada lado do implante, ou da coroa unitária. No entanto, a ausência de mobilidade clínica de um implante não é suficiente para garantir o sucesso implantar (Teerlinck *et al.* 1991) .

#### 1.5.1.2. Percussão do implante

A percussão é outro método muito simples e que consiste em efectuar pequenas pancadas com o cabo de um instrumento metálico sobre o implante ou a coroa unitária, para ouvir um som agudo indicativo de boa estabilidade. Contudo, é pouco sensível às alterações da estabilidade, porque o som produzido e audível pelo ouvido humano, não permite destringer entre um implante com todas as espiras ou só algumas osteointegradas. Só em situações limites de perda da osteointegração é possível ouvir um som grave, bem diferente do outro som agudo metálico (Adell, 1985).

#### 1.5.1.3. Exame radiográfico

A avaliação radiográfica é um dos métodos clínicos mais utilizados para a análise pré e pós-operatória da qualidade óssea. Nos controlos pós-operatórios, permite avaliar indirectamente a qualidade da estabilidade e da interface osso-implante. Uma radiografia de um implante com estabilidade deve estar associada a uma imagem de contacto íntimo ao nível da interface osso-implante. No entanto, existem situações onde os implantes revelam mobilidade, apesar da imagem radiográfica sugerir que há um contacto íntimo na interface (Grondahl *et al.* 1997). Alguns autores referem que as técnicas radiográficas permitem uma resolução máxima de 0,1mm, e que a este nível não é possível visualizar este contacto (Albrektsson *et al.* 1987).

Este método permite identificar imagens de radiotransparência peri-implantar e medir o seu nível ósseo marginal, tendo como referência a distância conhecida entre as espiras. A variação do nível ósseo marginal pode ser avaliada com uma série de radiografias, obtidas por uma técnica estandardizada reprodutível entre os vários controlos radiográficos. É, no entanto, justamente neste ponto que reside outra das limitações deste método. Muitas técnicas estão descritas para obter radiografias intra-orais estandardizadas, mas em algumas situações clínicas são extremamente difíceis de realizar (Cune *et al.* 1996; Hermann *et al.* 2001; Appleton *et al.* 2005). Variações no paralelismo entre a película radiográfica ou o sensor (no caso da radiografia digital) e o longo eixo do implante ou uma angulação vertical superior a 9° do cone da ampola radiográfica vão alterar a fiabilidade da medição (Benn 1992). A utilização de um método de subtracção digital tem sido sugerido como uma técnica mais fiável e precisa de avaliação radiográfica da perda do nível de osso. Mesmo assim, tecnicamente não é possível verificar radiologicamente uma progressão anual da reabsorção marginal na ordem dos 0,1mm (Brägger 1994).

Outra limitação da avaliação radiográfica é que só a variação vertical do osso interproximal pode ser medido, a perda de osso em vestibular e lingual não são avaliados. Desta forma, defeitos ósseos em vestibular ou lingual, muito frequentes, não são visualizados por este método.

Apesar de ser extremamente difícil de obter medições precisas e reproduzíveis das variações do nível de osso ao longo do tempo, utilizando métodos radiográficos, este método parece ser mais fiável do que a sondagem periodontal, sobretudo se os tecidos peri-implantares estiverem inflamados ou existirem defeitos ósseos (Esposito *et al.* 1998a).

A leitura do nível ósseo marginal é outro passo que requer cuidados extremamente importantes, com critérios bem definidos entre observadores, porque erros na interpretação da geometria dos defeitos ósseos ou nos detalhes e definições da imagem podem levar a valores de leitura muito diferentes entre observadores. Esta variabilidade parece ser maior e menos fiável para leituras feitas com lentes de aumento do que com técnicas computadorizadas (Meijer *et al.* 1992). Outro estudo comparativo entre as medições efectuadas com uma técnica computadorizada, a partir de imagens radiográficas digitalizadas e as realizadas por microscopia óptica por 4 observadores diferentes, revelou não ter havido diferenças entre as duas técnicas e que as diferenças intra e inter-observadores foram muito baixas na técnica computadorizada. Os observadores referiram também terem existido menos zonas ilegíveis na técnica computadorizada (Wyatt *et al.* 2000).

#### 1.5.1.4. Resistência ao corte

A avaliação da qualidade óssea (densidade óssea) por este método seria determinada pela resistência ao corte da broca de passo de rosca durante a preparação do leito implantar. Este método foi descrito pela primeira vez por Johansson *et al.* (1994) e, segundo eles, seria possível, utilizando um micromotor eléctrico, eliminar as forças de fricção do torque medido e, que a resultante, seria assim a resistência ao corte. A qualidade óssea foi registada como a energia necessária para remover uma unidade de volume ósseo, e foi expressa em  $J \times mm^3$ . Mais tarde Friberg *et al.* (1999), desenvolveu esta técnica medindo a resistência ao corte em  $N \times cm$  e encontrou valores mais elevados na mandíbula do que na maxila, com implantes autorosqueantes. Estes autores não encontraram uma correlação entre o sucesso implantar e a resistência ao corte, pois tal método depende da capacidade de corte da broca ou do implante (autorosqueante) e da fricção com a cortical óssea, muito difícil de eliminar, por isso, este fornece pouca informação sobre a estabilidade implantar após a sua colocação.

#### 1.5.1.5. Torque de inserção

A avaliação da estabilidade primária através do torque de inserção é utilizada por alguns autores como critério de inclusão de um implante em protocolos de carga imediata (Malo *et al.* 2000; Glauser *et al.* 2001; Calandriello *et al.* 2003a, Calandriello *et al.* 2003b; Glauser *et al.* 2005). Na realidade o torque de inserção está igualmente dependente da congruência das espiras do implante

e aquelas criadas no leito implantar, após a realização do passo de rosca. Estas estão também dependentes de forças de fricção e das tensões por compressão entre o implante e o osso peri-implantar. Para um implante de paredes paralelas, o pico máximo de torque de inserção é alcançado quando o colo implantar chega à cortical óssea, ao passo que num implante de paredes convergentes, o contínuo aumento da compressão lateral, faz com que os picos de torque possam ser alcançados antes do colo do implante chegar à cortical óssea. A resistência à inserção do implante e o pico de inserção máximo podem avaliar em certa medida a estabilidade primária e, apesar deste método depender destes dois parâmetros, foi encontrada uma correlação positiva entre este e as taxas de sobrevivência implantar (Ottoni *et al.* 2005). Segundo alguns autores, este método é mais sensível em revelar as propriedades biomecânicas da interface osso-implante do que o método de análise por frequência de ressonância (Akça *et al.* 2006). Todavia estes dois métodos medem parâmetros diferentes de estabilidade implantar como veremos adiante.

#### 1.5.1.6. Periotest<sup>®</sup>

A avaliação pelo método do Periotest<sup>®</sup> (Siemens Dental, Alemanha) da mobilidade implantar e indirectamente da estabilidade implantar foi descrita por Olivé e Aparicio (1990). Este método foi inicialmente desenvolvido para avaliar a mobilidade dentária e não a implantar, mas segundo estes, e mais tarde outros autores (Kaneko 1991, Elias *et al.* 1996), podia ser utilizado para implantes dentários, se bem que os implantes exibem características diferentes de mobilidade, pois não possuem ligamento periodontal. O método consiste numa ponta de percussão electrónica, montada numa peça de mão. A aceleração e o tempo de contacto entre esta ponta e o dente/implante é regulada por um acelerómetro. Quanto menos tempo a ponta estiver em contacto com o dente/implante menor é a sua mobilidade. O tempo de contacto é muito curto na ordem dos milissegundos e o aparelho tem a capacidade de diferenciar entre estes valores. Os resultados da mobilidade implantar são registados numa escala de unidades PTV(unidades Periotest<sup>®</sup>) que vai de -8 a +50, correspondendo estes valores à menor e à maior mobilidade encontrada.

Apesar da relação existente entre mobilidade e estabilidade implantar, este método apresenta algumas limitações, nomeadamente a variabilidade dos valores com o ponto de aplicação da percussão no pilar, o ângulo e a distância ao implante (Olive e Aparicio 1990), o comprimento do implante/pilar acima da crista óssea e a qualidade óssea, revelando valores mais elevados em osso menos denso (van Steenberghe *et al.* 1995). Varia também com os diferentes aparelhos utilizados (Derhami *et al.* 1995). Estas características fazem com que a reprodutibilidade destes valores seja questionável. Todavia, apesar do valor clínico limitado deste método na avaliação da natureza da interface osso-implante, a obtenção de vários valores de PTV ao longo do tempo de um mesmo caso pode confirmar a existência de estabilidade implantar (Aparicio *et al.* 2006).

## 1.5.1.7. Frequência de ressonância

A avaliação da estabilidade implantar através da análise de frequência de ressonância é um método cada vez mais utilizado em estudos clínicos (Meredith *et al.* 1997, Glauser *et al.* 2001, Bischof *et al.* 2004, Cornellini *et al.* 2006). Este método foi desenvolvido por Meredith *et al.* (1996), e consistia na utilização de um pequeno transdutor aparafusado ao implante ou a um pilar sobre o implante e um analisador de frequências que media a frequência de ressonância do sistema. O transdutor era feito a partir de aço inoxidável ou de titânio e assemelhava-se a uma pequena viga em consola, tipo “cantilever”, fixa ao implante numa extremidade e livre para vibrar na outra, com dois elementos piezo-cerâmicos de cada lado. O transdutor era vibrado pela excitação de um dos elementos piezo-cerâmicos com uma onda sinusoidal, sendo a resposta recebida pelo outro elemento. A frequência de vibração do elemento transmissor variava entre 5-15 kHz com uma amplitude máxima de 1 Volt, dada através de um analisador de frequência (FR) (Modelo 1512, Schlumberger UK, Gatwick, Inglaterra). O “output” do elemento receptor era depois amplificado e enviado novamente ao analisador que media a resposta e enviava a informação a um computador pessoal (PC), como podemos observar na figura 1.11.

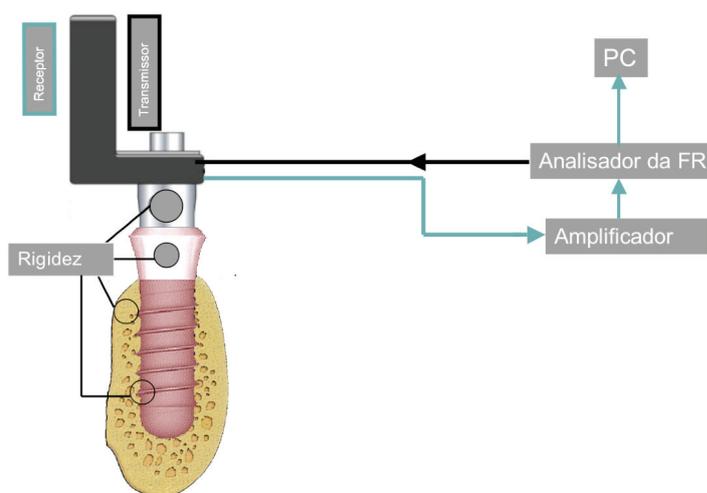


Figura 1.11 - Sistema de ressonância de frequência Osstell™ Transducer

Na primeira versão comercial deste sistema de análise de frequência de ressonância (Osstell™, Integration Diagnostic AB, Suécia), os transdutores tinham propriedades diferentes entre si, mesmo os do mesmo tipo. Esta diferença precisava de ser calibrada medindo o valor de frequência de ressonância com os transdutores montados num bloco de calibração para obter um valor nominal de ressonância. A diferença obtida entre os transdutores era depois somada ou subtraída ao valor obtido mais tarde na medição clínica. Outra desvantagem era a escala em Hertz de frequência de ressonância entre 3000 Hz e 9000 Hz, o que dificultava a comunicação.

Para ultrapassar estes problemas, o fabricante desenvolveu uma escala denominada de ISQ (Implant Stability Quocient), que é um índice de estabilidade implantar. A distribuição das várias

frequências na escala de 1 a 100 ISQ é próxima duma distribuição linear. Os valores de ISQ são determinados por uma série de blocos de calibração com diferentes estabilidades implantares e os parâmetros de calibração são depois armazenados no sistema. Assim, os transdutores passaram a ter os parâmetros de calibração quando são ligados ao sistema de análise, sem a necessidade de efectuar calibrações sempre que se desejava comparar as medições entre diferentes transdutores e/ou sistema implantares. O valor de ISQ passou assim a ser definido pela expressão matemática:

$$ISQ = F_R * F_R (u + v * L) + F_R (k + n * L) + p + m * L$$

$F_R$  = Frequência de ressonância medida; u, v, k, n, p, m = Factores de calibração programados para cada transdutor entre -1 a +1; L = comprimento do pilar.

A frequência de ressonância está relacionada com a rigidez do conjunto implante-osso (interface osso-implante, osso peri-implantar e a geometria implantar) e com a distância do transdutor à cortical óssea (altura combinada do implante e do transdutor acima do nível ósseo) e por isso, tem algumas limitações quando estamos a considerar os valores de frequência de ressonância como índices de estabilidade entre implantes.

Uma limitação tem a ver com a sensibilidade do sistema a alterações no comprimento do transdutor acima do nível ósseo. Foi encontrada uma correlação entre o aumento de altura do transdutor acima do nível ósseo e a diminuição da frequência de ressonância (Meredith *et al.* 1996), o que dificulta a comparação da frequência de ressonância entre diferentes situações implantares e torna impossível comparar um sistema implantar, em que o ombro do implante é deixado 1mm acima do nível ósseo, com outro que é deixado a 3mm.

Outra limitação tem a ver com a sensibilidade do sistema para implantes com mobilidade clínica. Nestas situações a rigidez é muito baixa e a primeira frequência não é identificada e sim a segunda, cuja frequência de vibração é mais elevada (Meredith 1998a, b), o que dá um leitura errada da estabilidade implantar.

Mais recentemente foi lançada outra versão comercial (Osstell™ Mentor, Integration Diagnostic AB, Suécia) que substitui o anterior. Este sem fios e com um pilar metálico magnetizado chamado “smartpeg” em vez do transdutor. O “smartpeg” é formado por uma base de alumínio que se enrosca no implante com um torque de 4-5 Ncm (com uma chave manual fornecida para o efeito) e por um cilindro de Nióbio com uma parte embutida nesta peça. A análise da frequência de ressonância é feita a partir do som produzido pela vibração do “smartpeg” que é excitado por um impulso electromagnético (fig. 1.12)

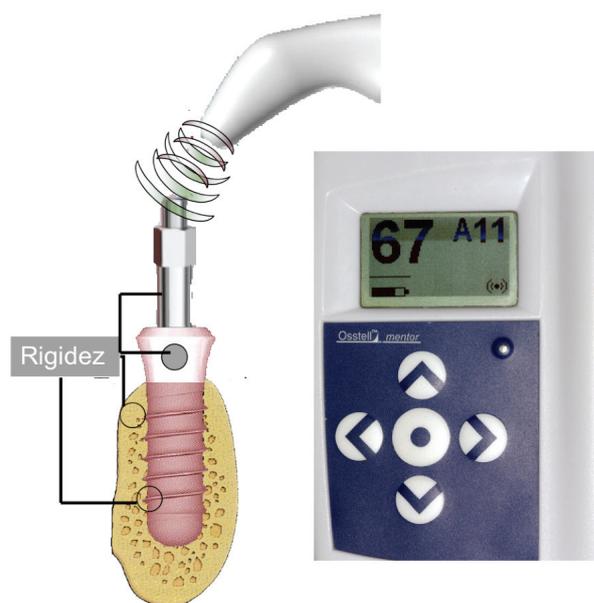


Figura 1.12 - Imagem do sistema Osstell™ Mentor

O “smartpeg” tem um comportamento mecânico mais simplificado do que o transdutor quando vibra, e tem uma frequência de ressonância mais baixa entre 1 e 10 kHz. Os “smartpegs” têm um processo de fabrico controlado de modo que se obtivessem valores de frequência de vibração muito próximos uns dos outros, eliminando a necessidade de calibragem pré-operatória ou a introdução de parâmetros de calibração no sistema. Os “smartpegs” são também mais sensíveis para valores mais baixos de estabilidade implantar, o que é outra vantagem relativamente ao transdutor, e por isso distribuem melhor as frequências de ressonância na escala de ISQ, com valores desde 1, (valor impossível de obter com o transdutor que não funcionava para valores abaixo de 45 ISQ). Isto tem a ver com a dependência da direcção em que o transdutor estava colocado sobre o implante (vestíbulo-lingual ou mesio-distal) e que por vezes dificultava o registo da primeira frequência, o que não acontece com o “smartpeg”, que é axi-simétrico, e por isso pode ser medida em qualquer direcção. Todavia, continua a haver algumas diferenças no registo da primeira frequência de ressonância, consoante a direcção de estimulação, por isso, devem ser efectuadas duas leituras, uma na direcção vestíbulo-lingual e outra na direcção mesio-distal, que correspondem habitualmente ao valor mais baixo e ao mais alto respectivamente.

Assim com o Osstell™ Mentor foram ultrapassadas algumas das limitações do anterior sistema. No entanto, continuamos a ter dificuldades com a comparação dos valores de ISQ entre implantes diferentes, sobretudo porque não existe um valor normativo. O facto de uma medição isolada ser clinicamente pouco relevante, deixa espaço para a necessidade de haver mais investigação para determinar um limiar de estabilidade para implantes que podem ser sujeitos a carga e para aqueles que estão em risco de serem perdidos (Aparicio *et al.* 2006).

### 1.5.2. Métodos não clínicos

#### 1.5.2.1. Torque de desinserção

A avaliação da interface osso-implante através do método de torque de desinserção, é muito utilizada em estudos com modelos animais (Johansson *et al.* 1991a, Wennerberg *et al.* 1995) e *ex vivos* (Akkocaoglu *et al.* 2005). Este método consiste na medição do torque inverso necessário para remover um implante osteointegrado. Pode ser utilizada uma chave de torque manual (Tohnichi, Wareco, Täby, Suécia), num movimento de torção repentino ou através de um micromotor onde a força de torção é controlada electronicamente. Este método destrutivo não pode ser utilizado clinicamente todavia, uma forma modificada foi proposta por Sullivan *et al.* (1996), como método clínico, limitando o torque de desinserção a 20 N x cm, em que os implantes osteointegrados resistiriam sem rodarem, ao contrário dos “encapsulados” que ao rodarem no sentido inverso seriam considerados implantes fracassados e então removidos. Este dá uma pobre avaliação da interface osso-implante na medida em que só avalia se a interface resiste ao torque inverso aplicado, ou seja, não considera que podem haver diferentes percentagens de contacto osso-implante (Albrektsson *et al.* 1993) e que a osteointegração, nestas condições pode evoluir com mais tempo de cicatrização para níveis melhores sem a necessidade de se perder o implante. Isto é sugerido na literatura com os implantes que rodam - “spinners” - na altura da remoção da tampa ou do pilar de cicatrização sem sinais de infecção e que devem ser novamente enroscados para obter estabilidade e poderem osteointegrar (Rocuzzo *et al.* 2001). Para além destas considerações, este método está muito dependente da superfície de contacto do implante e por isso, da geometria implantar. Assim, um implante de menor diâmetro ou comprimento terá necessariamente um torque de desinserção também menor.

#### 1.5.2.2. Histomorfometria

A avaliação da interface osso-implante, através da histomorfometria, é muito utilizada em estudos de investigação com modelos animais (Johansson *et al.* 1991b). A sua correlação com a percentagem de contacto osso-implante e com o torque de desinserção foi verificada por vários autores (Johansson *et al.* 1991b, Sennerby *et al.* 1992). Este método consiste na utilização de técnicas histológicas para a observação directa da interface osso-implante através de microscopia. Permite ainda, quantificar a percentagem de contacto ósseo, a área total de contacto, a perda óssea e o número de células ósseas presentes na interface osso-implante. As principais dificuldades resultam da preparação das amostras devido às diferenças físicas entre o titânio e os tecidos peri-implantares. A necessidade de serem efectuadas amostras de espessura reduzida em que os cortes não danifiquem o contacto osso-implante é um requisito essencial para este método. Alguns autores descreveram uma técnica que permite obter amostras com uma espessura na ordem dos 10µm, para a observação da interface osso-implante através de microscopia óptica (Donath *et al.* 1982).

### 1.5.2.3. Elementos finitos

A utilização do método dos elementos finitos (MEF) tem sido, nas duas últimas décadas, um método cada vez mais utilizado em implantologia para prever a distribuição de tensões no implante e no osso envolvente (Geng *et al.* 2001), pois ele permite não só prever a distribuição de tensões, mas também calcular deformações e deslocamentos no interior do complexo sistema biomecânico do implante e osso peri-implantar e assim avaliar a estabilidade implantar. Actualmente, é quase mandatório que seja efectuado um estudo pelo método dos elementos finitos antes de qualquer estudo *in vivo* de um implante com uma nova geometria. Este método foi introduzido em 1956 (Turner *et al.* 1956) e a designação “Método dos Elementos Finitos” foi consagrado em 1960 num conhecido trabalho de Clough (1960). Inicialmente ligado a problemas de elasticidade, os anos sessenta e setenta foram de grande desenvolvimento do método como técnica numérica geral, com aplicações em muitas áreas da ciência e tecnologia tais como a mecânica estrutural, a mecânica dos fluidos, o electromagnetismo, a condução de calor e muitas outras áreas. Ainda na década de setenta começou a ser utilizado em Medicina Dentária em substituição dos modelos fotoelásticos.

A sua utilização em implantologia vem referenciada pela primeira vez na literatura, num trabalho de Weinstein *et al.* em 1976. De então para cá muitos trabalhos foram realizados nesta área, primeiro com modelos bidimensionais (2D) e actualmente cada vez mais com modelos tridimensionais (3D), graças aos programas de aquisição de imagens a 3D, a partir de uma tomografia axial computadorizada (TAC) ou de uma ressonância nuclear magnética (RNM) e ao desenvolvimento dos meios informáticos, nomeadamente a capacidade de cálculo dos novos processadores, dos programas genéricos de elementos finitos, como ADINA<sup>®</sup>, ABACUS<sup>®</sup>, ANSYS<sup>®</sup>, etc ... e da sua integração com programas de CAD (Computer Aided Design). Este método computadorizado consiste na resolução de problemas mecânicos complexos subdividindo-o em elementos de forma geométrica pré-determinada, recorrendo à aproximação local e a estratégias de montagem, ou “assemblagem”, resolvendo-os e combinando-os matematicamente de forma a encontrar uma solução para o conjunto. De facto, é muito difícil analisar o comportamento mecânico de estruturas vivas em implantologia com trabalhos laboratoriais ou *in vivo*, porque muitas variáveis influenciam o conjunto. Podemos considerar as seguintes: a geometria do implante e do osso envolvente; as propriedades físicas dos materiais; o tipo de interface do sistema osso-implante; e o tipo de carregamento a que o sistema está sujeito. O método de elementos finitos permite analisar a influência de cada uma destas variáveis no modelo virtual construído pelo investigador, com muito mais pormenor e sem o recurso a numerosos ensaios laboratoriais e a tratamento estatístico. O tipo de carregamento utilizado é por exemplo uma variável muito mencionada na literatura, pois alguns autores consideram cargas dinâmicas (Zhang e Chen 1998), enquanto a maioria consideram só cargas estáticas modificando a direcção e/ou a intensidade da força aplicada (Akagawa *et al.* 2003; Eskitascioglu *et al.* 2004; Kitamura *et al.* 2004; Natali *et al.* 2006a). Este é um exemplo da mais valia deste método sobre qualquer outro, porque permite estudar em pormenor as respostas mecânicas aos diferentes

tipos de carregamento, sem a interferência das outras variáveis. Todavia, é também aqui que reside uma das principais desvantagens destes modelos numéricos, pois para simularem estruturas vivas têm de ser feitas algumas simplificações. Por exemplo, as propriedades elásticas do osso são, por vezes, consideradas como um material homogéneo, isotrópico, que como vimos atrás, significa que as propriedades elásticas dos materiais são iguais em todos os pontos e em todas as direcções, quando sabemos que quer o osso cortical quer o trabecular não são homogéneos e isotrópicos e portanto, apresentam variações no módulo de elasticidade longitudinal conforme a região e, por vezes, também segundo a direcção considerada.

Por isso, alguns autores modelam o osso cortical como transversalmente isotrópico, porque são bem conhecidas as variações das propriedades elásticas deste osso no plano vestibulo-lingual (Natali *et al.* 2006a). Outros vão mais longe e modelam também o osso trabecular como um material anisotrópico (O'Mahony *et al.* 2001).

O mesmo problema se passa com a interface osso-implante, considerada homogénea e contínua, o que também não corresponde à realidade. O tipo de união ou contacto desta interface varia com o tempo de cicatrização e raramente é uma união que ocorre a 100% sobretudo na região posterior da maxila onde este valor pode ser de apenas 25% (Albrektsson *et al.* 1993). Assim, alguns autores utilizam algoritmos de contacto para simular a fricção entre o osso peri-implantar e o implante durante a cicatrização (Mellal *et al.* 2004). Outros atribuem factores de dano, utilizando propriedades elásticas diferentes na região do osso peri-implantar relativamente ao restante osso envolvente (Natali *et al.* 2006a, Natali *et al.* 2006b). A obtenção de uma correcta geometria do osso e do implante (sobretudo da espiras) é outro problema, que actualmente os novos programas de "software" como o Mimics™ (Materialise, Bélgica) e o Harpoon™ (Sharc, Reino Unido) vêm facilitar o processo de obtenção de imagens a 3D para a construção da malha, quer para a secção da mandíbula, quer do implante respectivamente.

As condições de fronteira, ou seja, o que determina as restrições ao movimento do sistema é outro problema que para modelos individuais (quando os implantes não estão centrados no rebordo e por isso mais próximos do osso cortical vestibular ou lingual), podem requerer condições fronteira particulares. No entanto, se considerarmos modelos gerais em que o implante está mais centrado, as condições de fronteira correspondentes à fixação dos planos de interface com a mandíbula modelam adequadamente o sistema. Os limites dos modelos em vestibular, lingual e apical ao implante são considerados livres, sem restrições cinemáticas, e vão afectar muito pouco a distribuição de tensões ou deformações (Natali *et al.* 2006a). Quanto aos limites em mesial e distal do modelo, a fixação dos planos a uma distância superior a 4,2 mm do implante não trouxe maior precisão ao MEF (Teixeira *et al.* 1998).

A literatura relativa aos processos de validação, ou seja, a comparação entre os resultados experimentais laboratoriais *in vitro* ou *in vivo* e os dos modelos numéricos, têm demonstrado que quando correctamente usados e interpretados são uma ferramenta muito útil (Natali *et al.* 1997;

Huang *et al.* 2002; Olsen *et al.* 2005). Todavia, erros de modelação e quando estes modelos não são validados por métodos experimentais podem levar a resultados inconsistentes ou até contraditórios (Mellal *et al.* 2004).

Apesar do MEF não ser ainda um método clínico, a sua utilização em tempo real para o planeamento pré-operatório tem sido objecto de estudo de alguns autores (Olsen *et al.* 2005). Partindo de imagens de TAC do osso na região implantar e relacionando os valores de densidade óssea com o módulo de elasticidade, é possível obter valores de deslocamento e de distribuição de carga que, integrados num “software” de cirurgia guiada, podem fornecer ao operador elementos importantes no planeamento cirúrgico. Um exemplo pode ser quando este tem de decidir entre colocar um implante de diâmetro maior ou dois implantes de diâmetro mais reduzido. O modelo simplificado de elementos finitos usado por este investigador, permitiu a obtenção de valores de deslocamento que comparativamente a um estudo *in vitro*, não foram estatisticamente diferentes. Sugere-se que o modelo axi-simétrico obtido, dará ao operador informações pré-operatórias relativamente à estabilidade do implante antes da cirurgia, contrariamente ao método de análise de frequência de ressonância, que só podia dar essa informação após a colocação do implante e durante a osteointegração. Todavia, o modelo não permitia obter valores e distribuição de tensões fiáveis no osso peri-implantar, uma vez que ignorava a forma das espiras. Hoje, os meios informáticos e os programas de elementos finitos permitem conceber e desenvolver um sistema de análise em tempo real partindo de imagens médicas e processando-as para modelos a três dimensões. Os autores concluem que este método pode ser utilizado na selecção de pacientes para carga imediata, e a sua evolução posterior poderá ser útil em outras áreas do planeamento pré-operatório (Olsen *et al.* 2005).

## **1.6. Estudos numéricos com o método dos elementos finitos para simular a osteointegração implantar**

A utilização do MEF para simular a estabilidade implantar e a osteointegração é discutido em vários trabalhos. Aqui só serão apresentados alguns deles, cujos modelos numéricos tenham sido utilizados para estudar o comportamento dinâmico de um implante, dispondo de valores experimentais obtidos através da análise frequência por ressonância (AFR) ou o comportamento estático através de modelos com implantes em fase de cicatrização (ou osteointegrados), quando estes estudos se referem a uma ou mais das seguintes variáveis: qualidade óssea, interface osso-implante, espessura da cortical e à distância que vai do ombro do implante à cortical óssea.

### *1.6.1. Estudos numéricos utilizados para simular o comportamento dinâmico*

O MEF pode ser utilizado para simular o método clínico de determinação da estabilidade implantar pelo método de análise de frequência de ressonância (AFR). Alguns autores, sugeriram que

o MEF pode ser validado através da AFR e que os valores obtidos por este método constituem uma aproximação muito real dos valores experimentais medidos *in vivo*, o que permite assim, investigar a resposta dos tecidos peri-implantares aos estímulos mecânicos em diferentes estados de cicatrização (Natali *et al.* 1997). A AFR tem sido usada por diversos autores para avaliar a estabilidade implantar e a evolução da osteointegração em implantes sujeitos a carga imediata (Glauser *et al.* 2004; Nedir *et al.* 2004; Balshi *et al.* 2005; Natali *et al.* 2006b). A forma como ele avalia esta estabilidade já foi abordado atrás, agora importa compreender como alguns autores procederam à modelação através do MEF bem como os seus resultados (Huang *et al.* 2002; Natali *et al.* 2006b; Pattijn *et al.* 2006).

No estudo a 3D pelo método dos elementos finitos, realizado por Huang *et al.* (2002), para avaliar o efeito das medições das frequências ressonância (FR), foram usados modelos com diferentes qualidades ósseas. Modelaram um implante Brånemark® 3,75 x 10 mm (NobelBiocare, Gotemburgo, Suécia) e um pilar de cicatrização com 3 mm de altura, colocado num bloco de osso com 10 x 10 x 15 mm e com uma distância do ombro do implante à cortical óssea de 0,8 mm. De acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985) foram modelados 4 modelos anatómicos, variando a espessura do osso cortical e a densidade do osso trabecular, considerando ambos como materiais homogêneos e isotrópicos. Assim, as características de cada tipo são: Tipo I- cortical compacto homogêneo e sem osso trabecular; Tipo II- cortical com 1,2-1,6 mm de espessura e trabecular denso; Tipo III- cortical com 0,6-0,8 mm e trabecular com a mesma densidade do tipo II; Tipo IV- cortical com 0,6-0,8 mm e trabecular de baixa densidade (metade do tipo III). Os implantes foram estimulados a vibrar por impulsos ou forças transitórias aplicados com um martelo piezoelétrico e os sinais vibratórios foram registados de forma acústica por um microfone. O tratamento destes sinais em computador usando “software” FFT (Fast Fourier Transform) permitiu determinar as frequências de ressonância, tendo sido determinados os primeiros quatro modos de vibração. Depois foram realizados mais 7 modelos com um osso tipo III com diferentes distâncias do ombro do implante à cortical óssea, variando de 0,8 a 6,8mm com incrementos de 1 mm, para simular a perda de osso cortical marginal. Os modelos foram validados por um estudo experimental *in vitro*. Neste tipo de osso foi considerado também o efeito da densidade óssea (no osso cortical e trabecular) na frequência de ressonância (FR), fazendo variar a densidade óssea de valores de 10 a 100 %, em incrementos de 10%, através da correlação entre módulo de Young ou Módulo de Elasticidade Longitudinal e a densidade. Os valores do módulo de Young (E), as densidades e as frequências de ressonância, FR, estão apresentados na tabela 1.1. Neste estudo os autores referem que os valores de FR diminuíram com a diminuição da qualidade óssea e da densidade óssea e com o aumento da distância do ombro do implante à cortical óssea. Os valores mais elevados de FR foram encontrados em osso tipo I (31,7 kHz) sem osso trabecular, e os mais baixos no osso tipo IV (9,9 kHz), quase quatro vezes menos (tabela 1.1). Foi observado um decréscimo no valor da FR com o aumento da distância do ombro do implante à cortical óssea (tabela 1.2). Foi também observado um decréscimo linear no valor da FR em osso tipo III com a diminuição da densidade (tabela 1.3). Os resultados

deste estudo sugerem que a AFR é um método não invasivo capaz de detectar a estabilidade implantar durante as fases de cicatrização e em controles pós-tratamento (Huang *et al.* 2002).

Autores (Ano)	Modelo MEF/Prog.	Tipo de Osso	Material	Mod. E (MPa)	Densidade g/cm <sup>3</sup>	Iso/ Ani	FR (kHz)
Huang (2002)	3D/ ANSYS	I	Cort.	10000	2	Iso.	31,7
		II	Cort.	10000	2		21,8
		III	Trab.	250	1		17,9
			Cort.	10000	2		
		IV	Trab.	250	1		9,9
			Cort.	10000	2		
		Trab.	125	0.5	9,9		
Titânio	103000	4.5					

Tabela 1.1- Valores da frequência de ressonância em kiloHertz (kHz), obtidos para os vários tipos de osso no estudo de Huang *et al.* (2002).

**Abreviaturas:** MEF =método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Ani= Anisotrópico; Iso=Isotrópico; FR= frequência de ressonância; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular.

Autores (Ano)	Modelo MEF/Prog.	Tipo de Osso	Material	Mod. E (MPa)	Distância Omb.-Cort. (mm)	Iso/ Ani	FR (kHz)
Huang (2002)	3D/ ANSYS	III	Cort.	10000	0,8	Iso.	18,0
			Trab.	250	1,8		14,0
			Titânio		6,8		5,0

Tabela 1.2 - Valores da frequência de ressonância em kiloHertz (kHz), obtidos para o osso tipo de III (espessura de cortical 0,6-0,8 mm) com a variação das distâncias(0,8; 1,8 e 6,8 mm) do ombro do implante à cortical no estudo de Huang *et al.* (2002).

**Abreviaturas:** MEF =método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Aniso= anisotrópico; Iso=Isotrópico; FR= frequência de ressonância; Omb= ombro; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular.

Autores (Ano)	Modelo MEF/Prog.	Tipo de Osso	Material	Mod. E (MPa)	Densidade (%)	Iso/Ani	FR (kHz)
Huang (2002)	3D/ ANSYS	III/ 0,6-0,8mm	Cort.	10000	100	Iso.	17,92
			Trab.	250	10		0,64
			Titânio				

Tabela 1.3- Valores da frequência de ressonância em kiloHertz, obtidos para o osso tipo de III (espessura de cortical 0,6-0,8 mm) com a variação das densidades (10-100%) no estudo de Huang *et al.* (2002).

**Abreviaturas:** MEF =método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Iso=Isotrópico; FR= frequência de ressonância; Omb= ombro; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular.

Num outro estudo, realizado por Pattijn *et al.* (2006) para avaliar o comportamento modal do sistema osso-implante-transdutor (Osstell™ Transducer, Integration Diagnostics AB, Suécia) por análise da frequência de ressonância (AFR). Estes autores estudaram vários parâmetros: o tipo de ancoragem (trabecular, cortical, bi ou unicortical); diâmetro do implante; comprimento do implante dentro do osso e a rigidez óssea. Foram efectuadas medições das frequências ressonância (FR) em modelos com diferentes qualidades ósseas. Neste estudo o implante foi modelado como um cilindro uniforme colocado num bloco de osso com 20 x 20 x 20 mm. Foram modelados, ainda, quatro modelos anatómicos baseados na classificação de Lekholm e Zarb (1985). Nos dois primeiros modelos considerou-se um osso homogéneo e um implante de 4 X 10 mm, colocado com uma distância do ombro do implante à cortical óssea de 0,45 mm. Nestes modelos estudou-se ainda a influencia do tipo de osso: cortical ou trabecular. No terceiro modelo foi assumido uma ancoragem uni-cortical com três espessuras de cortical óssea (0,45; 0,91 e 1,36 mm) e a restante espessura do bloco com osso trabecular. No quarto modelo foi assumido uma ancoragem bi-cortical e a espessura do bloco reduzida para 10 mm. A espessura da cortical na região do colo e em apical do implante era de 0,91mm, e a restante espessura do bloco era formado por osso trabecular. Considerando em todos os modelos os materiais como sendo homogéneos e isotrópicos, os valores do módulo de Young estão apresentados na tabela 1.4. Em cada modelo estudou-se a variação do comprimento, do diâmetro do implante e da rigidez óssea através da variação do módulo de Young entre 10 e 10<sup>15</sup> MPa. Foram medidas as várias frequências de vibração, no entanto, na tabela 1.4 estão apresentadas só as primeiras FR, cujos modos ocorreram na direcção vestibulo-lingual, ou seja, no plano XZ. Foram medidas, pelo Osstell™ Transducer, as frequências de ressonância para avaliar a estabilidade implantar como método clínico de AFR. A frequência de ressonância foi aumentando com o aumento da espessura da cortical num osso tipo III com ancoragem uni-cortical. Os resultados deste estudo sugerem que a AFR pelo método clínico do Osstell™ é um método capaz de controlar a estabilidade implantar durante a fase pós-operatória, mas não serve para comparar quantitativamente a estabilidade entre implantes (Pattijn *et al.* 2006).

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Modelo Osso/ Esp. Cort. (mm)	Material	Mod. E (MPa)	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Iso/ Ani	FR (Hz)
Pattijn (2006)	3D/ Mentat	III(unicortical)/ 0,45	Cort.	13700	2	Iso.	3606
		0,91	Cort.	13700	2		3813
		1,36	Cort.	13700	2		3965
		Trab.	300	1			
		Titânio	110000	4.5			

Tabela 1.4- Valores da frequência de ressonância em Hertz, obtidos para o osso tipo de III (com ancoragem unicortical) com a variação das espessuras da cortical (0,45; 0,91 e 1,36 mm) no estudo de Pattijn *et al.* (2006).

**Abreviaturas:** MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Ani=anisotropia; Iso=Isotrópico; FR= frequência de ressonância; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp Cort= espessura da cortical.

Natali *et al.* (2006b) realizaram também um estudo para avaliar a FR do sistema osso-implante às variações das propriedades mecânicas do osso peri-implantar. Modelaram uma secção da mandíbula com um implante Straumann® 4,1 x 10 mm (Instituto Straumann AG, Basel, Suíça) e uma zona óssea peri-implantar de transição com cerca 1mm de espessura em torno do implante. Atribuíram diferentes módulos de elasticidade na zona de transição cortical e trabecular com o objectivo de simular o processo de osteointegração. Os autores consideraram as propriedades anisotrópicas do osso mandibular, considerando o osso cortical como transversalmente isotrópico e atribuíram valores entre 100-15000 MPa para o osso cortical e 50-600 MPa para o osso trabecular (tabela 1.5). Dois modelos foram depois construídos, um sem transdutor e outro com transdutor com uma massa específica distribuída em forma de cantilever e orientado na direcção vestibulo-lingual ou mesio-distal. Este dispositivo experimental foi estimulado por uma força de impulso vertical entre 1 e 10 N, aplicada na extremidade do cantilever, provocando a sua vibração. As FR registadas do primeiro modo de vibração estão apresentadas na tabela 1.5. Neste estudo, os autores referem que na situação do modelo sem transdutor, o implante e a mandíbula vibraram juntos no modo de flexão no plano vestibulo-lingual, independentemente do módulo de elasticidade do osso peri-implantar (baixa correlação). Contrariamente, na situação do modelo com o transdutor colocado no mesmo plano, ocorreu uma flexão do implante nesta direcção sem a interferência do corpo da mandíbula, e com o transdutor colocado no plano mesio-distal ocorreu também uma flexão do implante nesta direcção, ainda menos notado ao nível mandibular. O que sugere que nesta situação (com transdutor) a FR é mais sensível às variações nas propriedades da interface osso-implante. A medição do pico máximo da primeira frequência de vibração é o valor registado normalmente pelos métodos experimentais e aqui os autores encontraram valores diferentes no modelo com e sem transdutor (Tabela 1.5), verificando que o modelo com transdutor (efeito da massa ou do cantilever) é mais sensível às variações nas propriedades da interface osso-implante. Assim, no sistema com transdutor para uma variação de cerca de 10 vezes no módulo de elasticidade do osso da zona peri-implantar correspondeu a um aumento da FR em cerca de 30%. De qualquer modo para ambos os modelos foi concluído pelos autores que a relação entre a FR e o grau de osteointegração do implante (rigidez da zona peri-implantar) não é linear. Os valores de FR aumentaram mais rapidamente nos modelos não osteointegrados de 100 a 5000 MPa (módulo de Young para o osso cortical), do que nos modelos parcialmente ou totalmente osteointegrados com módulo Young (**E**) de 10000 ou 15000 MPa respectivamente. Os resultados deste estudo confirmam que a AFR como método clínico é útil como uma primeira estimativa de estabilidade primária ou para investigar se há mobilidade implantar (Natali *et al.* 2006b).

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Tipo Osso P. Impl.	Material	Mod. E (MPa)	Iso/Ani.	Força V/H/O (N)	FR Aprox. (Hz) sem Transd	FR Aprox. (Hz) com Transd.
Natali (2006b)	3D/ Abacus 6.3	I	Cort. Trab.	15000 600	Transv. Iso.	/1-10/	13392	4285
		II	Cort. Trab.	10000 410	Iso.		13371	4071
		III	Cort. Trab.	5000 220	Iso.		13350	3857
		IV	Cort. Trab.	2000 1000	Iso.		13307	3357
		V	Cort. Trab.	1000 70	Iso.		13264	3071
		VI	Cort. Trab.	100 50	Iso		12857	2285

Tabela 1.5 - Valores da frequência de ressonância em Hertz, obtidos para os vários tipos de osso com e sem transdutor no estudo de Natali *et al* (2006b).

**Abreviaturas:** MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Iso= isotrópico; Ani= anisotrópico; Transv. Iso= transversalmente isotrópico; FR= frequência de ressonância; Omb= ombro; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; P Imp= peri-implantar; Transd= transdutor.

### 1.6.2. Estudos numéricos utilizados para simular o comportamento estático

O MEF pode ser utilizado para simular o comportamento clínico de implantes sujeitos a cargas estáticas. Importa neste momento referir que alguns autores aqui apresentados utilizaram só forças estáticas axiais, no entanto, a maioria dos autores utilizam forças estáticas não axiais (Kitagawa *et al.* 2005), ou um conjunto de forças cuja resultante é uma força não axial (Petrie *et al.* 2002; Sevimay *et al.* 2005; Natali *et al.* 2006a) e que à luz desta consideração os resultados das cargas não axiais permitem melhor simular as condições reais (Geng *et al.* 2001).

Num estudo a 2D pelo método dos elementos finitos realizado por Petrie *et al.* (2002), na mandíbula, com um implante osteointegrado, compararam-se quatro modelos com qualidades ósseas diferentes, variando a espessura do osso cortical (1 e 2mm) e a densidade do osso trabecular (média e baixa), considerando ambos como materiais isotrópicos. Assim no modelo I - cortical com 2 mm e trabecular de média densidade; modelo II - cortical com 2 mm e trabecular de baixa densidade; modelo III - cortical com 1mm e trabecular de média densidade; modelo IV - cortical com 1 mm e trabecular de baixa densidade. Os valores do módulo de Young (**E**) e coeficiente de Poisson (**v**) são apresentados na tabela 1.6. A carga utilizada correspondeu a uma força vertical de 100 N e uma ho-

rizontal de 20 N. Neste trabalho também foram investigados alterações na geometria do implante (comprimento, diâmetro, conicidade do colo) relativamente aos vários tipos de osso. Os resultados deste estudo sugerem que as tensões e as deformações máximas se localizaram no osso cortical marginal ao implante, sugerindo que esta seria a zona mais susceptível de reabsorção. As propriedades mecânicas do osso mandibular influenciaram os valores de deformação no osso cortical, sendo que os modelos com a cortical mais fina e módulo de elasticidade do osso trabecular mais baixo tiveram os valores mais elevados de deformação no osso cortical peri-implantar. Os valores de deformação máxima foram encontrados na cortical externa junto do implante por lingual. Um colo cónico relativamente a um não cónico, teve um efeito negativo com aumento dos valores de deformação nos modelos I, III e IV.

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Tipo Osso	Esp. Cort.	Material	Mod.E (MPa)	Coef. v	Iso/ Ani	Força V/H/O (N)	Def. von Mises ( $\mu\epsilon$ )	Def. Min ( $\mu\epsilon$ )	Def. Max ( $\mu\epsilon$ )
Petrie (2002)	2D/ Ansys 6.0	I	2	Cort. Trab.	14400 480	0,309 0,225	Iso.	100/ 20/0	1404	-356	1570
		II	2	Cort. Trab.	14400 48	0,309 0,225	Iso.		3191	-796	3577
		III	1	Cort. Trab.	14400 480	0,309 0,225	Iso.		1823	-408	2074
		IV	1	Cort. Trab.	14400 48	0,309 0,225	Iso.		6803	-1431	7795
					Titânio	104000	0,340				

Tabela 1.6- Valores de deformação efectiva de von Mises e de deformações principais em “microstrains” ( $\mu\epsilon=10^{-6}$ ) obtidos para os vários tipos de osso no estudo de Petrie *et al.* (2002).

**Abreviaturas:** MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 2D= bidimensional; Mod. E= módulo de elasticidade; Ani=Anisotrópico; Iso=Isotrópico; Coef. v= coeficiente de Poisson; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Def. von Mises = deformação efectiva de von Mises; Def. Min= deformação principal mínima; Def. Max= deformação principal máxima; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp. Cort = espessura da cortical.

Num outro estudo a 3D efectuado por Sevimay *et al.* (2005) na mandíbula, com um implante Straumann® 4,1 x 10 mm (Instituto Straumann AG, Basel, Switzerland) osteointegrado, foram comparados quatro modelos com qualidades ósseas diferentes, de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985) e variando a espessura do osso cortical e a densidade do osso trabecular, considerando ambos como materiais isotrópicos. Assim, no modelo D1 - cortical compacto homogéneo sem trabecular; modelo D2 - cortical com 2 mm e trabecular denso; modelo D3 - cortical com 1 mm e trabecular de denso; modelo D4 - cortical com 1 mm e trabecular de baixa densidade. Valores do módulo de Young (**E**) e coeficiente de Poisson (**v**) apresentados na tabela 1.7. A carga utilizada correspondeu a uma força vertical de 300 N sobre uma coroa metalo-cerâmica dividida, em duas forças de 150 N uma na cúspide vestibular e outra na fossa

central em distal. Os resultados deste estudo sugerem que: as concentrações das tensões de von Mises foram superiores nos modelos D3 e D4 no osso cortical peri-implantar em torno do colo do implante; nos modelos D1 e D2 as das tensões de von Mises apesar de também estarem concentradas no osso cortical peri-implantar estavam mais uniformemente distribuídas por todo o osso e eram mais baixas.

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Tipo Osso	Esp. Osso Cort. (mm)	Material	Mod.E (MPa)	Coef. $\nu$	Iso/ Ani	Força V/H/O (N)	Tensões von Mises (MPa)
Sevimay (2005)	3D/ Pró/Engineer 2000i	D1	Total	Cort. Trab.	13700 13700	0,3 0,3	Iso.	0/2x150/0	150
		D2	2	Cort. Trab.	13700 1370	0,3 0,3	Iso.		152
		D3	1	Cort. Trab.	13700 1370	0,3 0,3	Iso.		163
		D4	1	Cort. Trab.	13700 1100	0,3 0,2	Iso.		180
				Titânio	110000	0,35			
				Cr-Co	218000	0,33			
				Cera. Feld.	82800	0,35			

Tabela 1.7- Valores de Tensão efectiva de von Mises em megapascals (MPa), obtidos para os vários tipos de osso no estudo de Sevimay *et al.* (2005).

Abreviaturas: MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; D= densidade; Mod.E= módulo de elasticidade; Ani= Anisotrópico; Iso=Isotrópico; Coef.  $\nu$ = coeficiente de Poisson; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp = espessura.

Kitagwa *et al.* (2005) apresentaram um trabalho na mandíbula, com um implante Bränekmark<sup>®</sup> 4,0 x 13 mm (NobelBiocare; Gotemburgo, Suécia) osteointegrado, e colocado na região do 1º molar. Foram comparados 4 modelos com qualidades ósseas diferentes, variando a espessura da cortical em 0,5; 1,0; 1,5; e 2,0 mm e depois comparando mais 5 modelos com a mesma espessura de cortical (1mm) mas fazendo variar o módulo de Young (E) da cortical. Os módulos de Young (E) e coeficientes de Poisson ( $\nu$ ) estão apresentados nas tabelas 1.8 e 1.9 e foram considerados como materiais isotrópicos. A carga utilizada correspondeu a uma força vertical de 100N aplicados sobre um pilar de titânio. Os resultados deste estudo sugerem que as concentrações das tensões de von Mises foram superiores no osso cortical em torno do colo do implante; diminuíram no osso cortical peri-implantar com o aumento da espessura da cortical; aumentaram com o aumento do módulo de Young da cortical, confirmando assim que as variações nas tensões do osso cortical são sensíveis à espessura e módulo de Young (E) da cortical (Kitagawa *et al.* 2005).

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Tipo Osso/ Esp. Cort. (mm)	Material	Mod.E (MPa)	Coef. v	Iso/ Ani	Força V/H/O (N)	Tensões von Mises Vestibular (MPa)	Tensões von Mises Lingual (MPa)
Kitagawa (2005)	3D/ Ansys 6.1	0,5	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30	Iso.	0/100/0	17,5	20,6
		1,0	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30			15,6	15,7
		1,5	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30			13,1	11,9
		2,0	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30			11,2	11,6
			Titânio L.Au	107000 91000	0,33 0,33				

Tabela 1.8- Valores de Tensão efectiva de von Mises em MPa, obtidos para os vários tipos de osso relativamente à espessura da cortical (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 mm) no estudo de Kitagawa *et al.* (2005).

Abreviaturas: MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; D= densidade; Mod. E = módulo de elasticidade; Aniso=anisotrópico Iso=Isotrópico; Coef. v= coeficiente de Poisson; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp Cort= espessura da cortical.

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Esp. Cort. (mm)	Material	Mod.E (MPa)	Coef. v	Iso/ Ani	Força V/H/O (N)	Tensões Von Mises Vestibular (MPa)	Tensões Von Mises Lingual (MPa)
Kitagawa (2005)	3D/ Ansys 6.1	1,0	Cort. Trab.	5000 1370	0,30 0,30	Iso.	0/100/0	6,7	6,3
		1,0	Cort. Trab.	10000 1370	0,30 0,30			12,1	12,0
		1,0	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30			15,6	15,7
		1,0	Cort. Trab.	20000 1370	0,30 0,30			21,0	21,3
		1,0	Cort. Trab.	25000 1370	0,30 0,30			24,7	25,3
		1,0	Cort. Trab.	13700 1370	0,30 0,30				

Tabela 1.9- Valores de Tensão efectiva de von Mises em MPa, obtidos para os vários tipos de osso relativamente à variação do módulo de Young (E) da cortical no estudo de Kitagawa *et al.* (2005).

Abreviaturas: MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; D= densidade; Mod. E= módulo de elasticidade; Ani=anisotrópico; Iso=Isotrópico; Coef. v= Coeficiente de Poisson; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp Cort= espessura da cortical.

Natali *et al.* (2006a), realizaram um estudo também na mandíbula, com um implante ainda em fase de cicatrização, ou seja, não osteointegrado e colocado na região pré-molar no 3º quadrante. Neste estudo foram comparados dois modelos com diferentes qualidades ósseas no que respeita à espessura da cortical, que variou entre 0,8 e 1,9 mm. Neste estudo o osso cortical é considerado

transversalmente isotrópico, e os restantes materiais como isotrópicos. Os valores do módulo de Young ( $E$ ) estão apresentados na tabela 1.10. A carga aplicada correspondeu a uma força vertical de 200 N e transversal de 20 N. Neste estudo foi também considerado uma zona de transição (zona peri-implantar) onde o osso cortical e trabecular teriam diferentes módulos de elasticidade do restante osso. Os autores referem que os valores de deslocamentos estão directamente relacionados com a espessura da cortical sendo os valores dos deslocamentos na ordem dos  $10^{-2}$  mm (até 10  $\mu$ m) para o modelo de cortical fina e na ordem dos  $10^{-3}$  mm (até 1  $\mu$ m) para o modelo de cortical espessa. Do ponto vista qualitativo o efeito da zona peri-implantar no modelo de cortical fina é mais evidente e homogéneo com o osso envolvente graças à maior deformação desta cortical. Também a tensão principal mínima para o modelo de cortical fina foi estimada na ordem dos 30 MPa e diminuiu cerca de 50% para o modelo de cortical espessa.

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Esp. Cort. (mm)	Material	Mod.E (MPa)	Iso/Ani	Força V/H/O (N)	Tensão Principal Min. aprox. (MPa)	Desloca. Valor aprox. (mm)
Natali (2006a)	3D/ Abaqus 6.3	0,8	Cort.	$E_1 = 19700$	Transv. Iso.	200/ 20/	-30	$10^{-2}$
			Trab.	$E_2 = E_3 = 11100$	Iso.			
		1,9	Cort. P.Impl	3000	Iso.	-15	$10^{-3}$	
			Trab. P-Impl	600	Iso.			

Tabela 1.10 - Valores da tensão principal mínima em MPa e do deslocamento em ( $\mu$ m), para os vários tipos de osso relativamente à variação da espessura da cortical (0,8-1,9 mm) no estudo de Natali *et al.* (2006a).

**Abreviaturas:** MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; D= densidade; Mod.E= módulo de elasticidade; Ani= anisotrópico; Iso=Isotrópico; Transv= transversalmente; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp Cort= espessura da cortical; P Impl= peri-implantar.

Neste mesmo estudo foram comparados três modelos com uma espessura média de cortical de 0,8 mm e diferentes qualidades ósseas no que respeita às propriedades elásticas (Módulos de Young) da região peri-implantar, quer na transição da região cortical como trabecular, considerando aqui: Modelo I - osso cortical e trabecular, ambos com 300 MPa; Modelo II - osso cortical e trabecular, ambos com 1500 MPa; Modelo III- osso cortical com 5000 MPa e o trabecular com 1500 MPa. Os materiais foram considerados isotrópicos e os valores do módulo de Young ( $E$ ) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) apresentados na tabela 1.11. Considerou-se também osso cortical como transversalmente isotrópico com os valores das propriedades elásticas apresentados na tabela 1.11. A carga aplicada correspondeu a uma força vertical de 200 N e transversal de 20 N. Neste caso, os autores referem que os valores de deslocamentos estão directamente relacionados com as proprie-

dades elásticas da zona peri-implantar e que para o modelo I, os valores de máximo deslocamento foram na ordem dos  $1,5 \times 10^{-2}$  mm (até 15  $\mu$ m). Para o modelo III diminuíram em cerca de 30%. A diminuição nos valores de deslocamento é coerente com a evolução do processo de osteointegração. Também se dá conta de como as propriedades da região peri-implantar afectam a distribuição das tensões e deformações nesta região e nas zonas mais próximas do osso da mandíbula.

Autores (Ano)	Modelo MEF / Prog.	Tipo de Osso Peri-Impl.	Material	Mod. E (MPa)	Iso/ Ani	Força V/H/O (N)	Deslocamento Valor aproximado (mm)
Natali (2006a)	3D/ Abaqus 6.3	I	Cort.	300	Iso.	200/20/0	$1,5 \times 10^{-2}$
			Trab.	300	Iso.		
		II	Cort.	1500	Iso.		-
			Trab.	1500	Iso.		
		III	Cort.	5000	Iso.		$1,05 \times 10^{-2}$
			Trab.	1500	Iso.		

Tabela 1.11- Valores do deslocamento em (mm), para os vários tipos de osso peri-implantar relativamente à variação do módulo de Young E no estudo de Natali *et al.* (2006a).

**Abreviaturas:** MEF = método de elementos finitos; Prog= programa de software do MEF; 3D= tridimensional; D= densidade; Mod. E= módulo de elasticidade; Aniso=anisotrópica; Iso=Isotrópico; V=vertical; H= horizontal; O= oblíqua; Cort = osso cortical; Trab= osso trabecular; Esp Cort= espessura da cortical; P Impl= peri-implantar.

### 1.7. Estudos clínicos com protocolos para carga imediata ou precoce no sector posterior

Muitos estudos clínicos em implantologia procuram investigar se podemos utilizar protocolos de carga com tempos de espera mais reduzidos (entre a cirurgia e a colocação da restauração provisória ou definitiva) do que aqueles recomendados no protocolo clássico de Bränemark (Adell *et al.* 1981). A procura de critérios clínicos que permitam definir quais os pacientes susceptíveis de beneficiar de tais protocolos, sem no entanto prejudicar ou pôr em risco o processo de osteointegração é um denominador comum a todos eles. A maioria destes estudos são prospectivos com poucos pacientes e/ou implantes e só envolvem os que foram sujeitos a carga imediata ou precoce. Muito poucos comparam os dois protocolos e não existe nenhum de que tenhamos conhecimento até ao momento, com implantes colocados apenas na região posterior maxilar ou mandibular. Assim, esta revisão bibliográfica teve como objectivo principal a pesquisa sobre os estudos disponíveis na literatura, envolvendo protocolos com carga imediata ou precoce, nas regiões maxilares e mandibulares posteriores e com pelo menos um ano de “follow-up”. Como objectivo secundário, procurámos comparar o resultados destes estudos com o nosso estudo clínico enquadrando-os na discussão do trabalho. Para isso foi efectuada uma pesquisa electrónica no Medline, desde o início de 1987 a

Março de 2007, com as palavras chave: “dental implant”, “immediate loading” “early loading” e “clinical study”. Esta pesquisa revelou 322 artigos, 85 dos quais publicados nos últimos 5 anos. A partir desta informação seleccionámos 21 artigos com base nos seguintes critérios de inclusão:

- 1 - desdentados parciais com implantes colocados no sector posterior.
- 2 - desdentados parciais e totais em que foi possível separar os implantes colocados no sector posterior do anterior.
- 3 - desdentados parciais com implantes colocados no sector anterior e no posterior, mas cuja maioria dos implantes foi colocado no sector posterior.
- 4 - com tempo de espera entre a cirurgia e a colocação dos implantes bem definido no protocolo.
- 5 - com o tipo de carga (funcional ou não funcional) bem definido no protocolo.
- 6 - com pelo menos 10 pacientes.
- 7 - com indicação precisa dos implantes perdidos e da sua localização.

Nos estudos com implantes nos sectores anterior e posterior em que os autores não os separaram para fins de cálculo da taxa de sucesso e de sobrevivência, procurou-se, com base na informação fornecida, calcular as mesmas, sempre de acordo com os critérios definidos pelo autor. Dos estudos seleccionados elegemos e separámos, por sua vez, os randomizados e os prospectivos multicêntricos dos restantes. Os retrospectivos e aqueles que envolveram só “casos clínicos” foram excluídos.

O motivo principal da selecção dos estudos com implantes no sector posterior, prende-se com o facto do nosso estudo ter envolvido apenas implantes neste sector. Por outro lado, os estudos envolvendo o sector anterior têm normalmente implantes no sector antero-inferior, onde como sabemos o prognóstico é mais favorável pela qualidade do osso encontrado nesta região (osso tipo I). Acresce ainda o facto da carga imediata no sector anterior ser, em nossa opinião, muito diferente em termos biomecânicos (intensidade e direcção das forças) do sector posterior.

Não foi sempre efectuada a separação dos implantes colocados na maxila ou na mandíbula, porque a maioria dos autores não o fez. Todavia, onde tal foi possível, as taxas de sucesso ou de sobrevivência são apresentadas separadamente. Alguns autores referem não terem encontrado diferenças significativas entre maxilares (Testori *et al.* 2002), mas quando existem, são devidas à qualidade óssea, altura de osso disponível e, às forças oclusais mais fortes a que os implantes colocados na região maxilar posterior estão sujeitos (Cochran *et al.* 2002). De salientar que a qualidade óssea em todos os estudos foi classificada segundo Lekholm e Zarb (1985).

A classificação do protocolo de carga em precoce ou imediata teve como base as definições propostas pelo grupo de trabalho de Cochran *et al.* (2004) e apresentada na conferência de consenso da ITI (International Team for Implantology), subordinada ao tema: protocolos de carga para implantes endoósseos. A classificação em carga imediata ou precoce, funcional (com contactos oclusais) e não funcional (sem contactos oclusais), teve como base os trabalhos de diversos autores (Maló

*et al.* 2000; Bogaerde *et al.* 2003; Calandriello *et al.* 2003a; Degidi *et al.* 2003; Nkenke e Fenner 2006; Romanos e Nentwig 2006). Quando aqui for referida, por defeito simplesmente “carga imediata” deve ser entendida como funcional, ou seja com contactos oclusais mesmo que muito leves.

As taxas de sobrevivência referem-se à percentagem de implantes sobreviventes do total de implantes controlados. As de sucesso referem-se à percentagem de implantes com sucesso do total de implantes controlados e é definido com base em critérios clínicos e radiológicos. A maioria não inclui critérios radiológicos baseados na perda óssea marginal e alguns só utilizaram critérios clínicos. Quando os autores se referiram a taxas de sucesso, mas não aos critérios utilizados, considerá-mos apenas as taxas de sobrevivência.

### 1.7.1. Estudos randomizados

Um ensaio clínico realizado por Rocci *et al.* (2003), revelou que a superfície anodizada tem uma taxa de sucesso superior à maquinada. Neste estudo participaram 44 pacientes, distribuídos por dois grupos, um com 66 implantes Bränemark® (NobelBiocare, Gotemburgo, Suécia) de superfície anodizada TiUnite (grupo teste) e outro com 55 implantes Bränemark® com superfície maquinada (grupo controle). Todos os implantes foram colocados na região posterior molar mandibular, em carga imediata. As cirurgias realizaram-se com a técnica do “punch” sem elevação do retalho mucoperiósteo. As coroas provisórias foram colocadas no dia da cirurgia com contactos oclusais. Todas as reabilitações consistiram em pontes fixas de 2-4 elementos suportados por dois ou mais implantes. Foram colocados implantes em vários tipos de osso (incluindo o osso tipo IV). Contudo a maioria foi colocada em osso tipo III, sendo ao todo 47 no grupo teste e 41 no grupo controle. Neste estudo não se excluíram pacientes fumadores. Como resultado relevante salienta-se uma taxa de insucesso mais elevada nos implantes de superfície maquinada, justamente em fumadores e em osso tipo IV, contrariamente à superfície TiUnite onde esta diferença não foi encontrada. Foram também efectuadas radiografias estandarizadas para a medição da variação do nível ósseo marginal ao fim de um ano. Esta foi de  $0,9 \pm 0,7$  mm para os TiUnite e  $1,0 \pm 0,9$  mm para os maquinados. Os critérios de sucesso estabelecidos foram: imobilidade implantar, radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar, ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção, o implante suportar uma prótese funcional e apresentar estabilidade ao torque no acto da cimentação da coroa definitiva. Perderam-se 3 implantes no grupo TiUnite contra 8 implantes maquinados. Estes autores referem taxas de sucesso de 95,5% para os TiUnite e 85,5% para os maquinados após um ano de “follow-up”.

Um estudo posterior randomizado, pelo método “split-mouth”, realizado por Romanos *et al.* (2006), revelou que os implantes com carga diferida ou imediata não mostraram diferenças clínicas ou radiológicas. Neste estudo realizado com 12 pacientes, foram colocados 72 implantes

Ankylos (Friadent, Dentsply Ceramed, Alemanha), na região posterior mandibular, com carga imediata ou diferida em dois tempos cirúrgicos. Cada paciente serviu, assim, de controle de si próprio com três implantes em carga imediata (grupo teste) no dia da cirurgia, num quadrante escolhido aleatoriamente, e no outro, mais 3 implantes com carga diferida (grupo controle), ao fim de 3 meses. As coroas provisórias foram colocadas com contactos oclusais em posição de interscupidação máxima (PIM). Realizaram-se medições dos índices de placa, de hemorragia e sondagens da distância do ombro do implante ao nível ósseo marginal. A mobilidade implantar foi avaliada pelo Periotest<sup>®</sup>. Efectuaram-se radiografias estandardizadas para as medições do nível ósseo marginal nos seguintes parâmetros: 0 - sem perda óssea, m - menos de 2mm de perda óssea e 1 - mais de 2 mm de perda óssea. Ao fim dos 6 meses e dos 24 meses, foram encontrados, ocorrências semelhantes nos dois grupos, com nove implantes na zona (m) para cada grupo de carga e um implante na zona (1) no grupo de carga diferida. O “follow-up” até aos 24 meses, não revelou nenhum implante perdido, apresentando assim, taxas de sobrevivência de 100%.

Ainda mais recentemente, Scincaglia *et al.* (2007), concluíram que a carga imediata na região posterior da mandíbula utilizando pontes parciais fixas com contactos oclusais leves, pode ser considerada uma boa terapêutica. Esta opção pressupõe no entanto, que os implantes tenham sido inseridos com torques acima dos 20 N x cm, com valores de ISQ acima dos 60 e em osso que não sofreu técnicas regenerativas. Este estudo foi realizado em apenas 10 pacientes, com 42 implantes Bränemark<sup>®</sup> colocados na região posterior mandibular, com carga imediata. Cada paciente neste estudo serviu de controle de si próprio, com os implantes de superfície anodizada TiUnite (grupo teste) a serem colocados aleatoriamente num dos quadrantes e no outro, os implantes com superfície maquinada (grupo controle). Os autores inseriram 20 implantes no grupo teste e 22 no grupo controle. As coroas provisórias foram ferulizadas e colocadas com contactos oclusais em PIM, verificados com papel de articulação de 7 µm até às 24 horas pós-cirúrgicas. Os critérios de sucesso foram definidos como: imobilidade implantar: radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar; ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção. Efectuaram-se radiografias estandardizadas e medições dos valores do torque de inserção e de ISQ. As medições do nível ósseo marginal revelaram não existirem diferenças significativas, com uma perda óssea marginal média ao fim de 12 meses de  $1,06 \pm 0,618$  mm para os implantes maquinados e  $0,92 \pm 0,649$  mm para os implantes TiUnite. No entanto, nas regiões mais distais, os implantes com superfície TiUnite revelaram um ligeira diminuição na perda óssea relativamente aos implantes maquinados. Com um “follow-up” até aos 12 meses, não tinham perdido nenhum implante no grupo de teste, enquanto se perderam dois implantes no de controle. Tal revelou uma taxa de sucesso de 100 % no grupo teste e 90,9 % no grupo controle. As taxas de sucesso do conjunto dos implantes dos dois grupos foi de 95%. Não houve diferenças significativas, ao fim de 1 ano, no nível ósseo marginal entre os implantes maquinados ou com superfície TiUnite.

Na tabela 1.12 estão sintetizados os resultados relativamente aos estudos randomizados, para os quais as taxas de sobrevivência/sucesso revelaram que a carga imediata na mandíbula tem resultados semelhantes aos de carga diferida (Romanos e Nentwig 2006). Realçam ainda que o tipo de superfície é relevante para regiões de osso de pior qualidade (Rocci *et al.* 2003, Schincaglia *et al.* 2007).

Autores	Estudo/carga	Nº Pac.	Nº Impl.	Sistema/Superfície	Diam./Comp. (mm)	Max/Mand	Follow-Up (meses)	Taxa de Sobrev. (%)	Taxa de Sucesso (%)
Rocci (2003)	Rand CI	44	66-TiU 55-Maq	Bränemark Tiunite Maq.	/7-18	Mand	12		Ti-95,5 Maq-85,5
Romanos (2006)	Rand/"Split mouth" CI/CD	12	36 CI 36 CD	Ankylos	3,5/11	Mand	24	100	
Shincaglia (2007)	Rand/"Split moth" CI TiU CI Maq.	10	20-TiU 22-Maq	Bränemark Tiunite Maq.	/8,5-11,5	Mand	12 meses		TiU-100 Maq.-90,9 Total-95

Tabela 1.12 - Estudos randomizados com carga imediata no sector posterior.

Abreviaturas: Paci = pacientes; Imp= implantes; Mand =mandibular; CI = carga imediata; Maq = maquinado; TiU = TiUnite; Rand = randomizados.

### 1.7.2. Estudos prospectivos multicêntricos

Nesta categoria de estudos salientam-se alguns que constituem, de certa forma, um conjunto de referências devido ao interesse dos seus resultados. Começamos pelo estudo de Buchs *et al* (2001), que revelou taxas de sobrevivência equivalentes na maxila e na mandíbula quer para o protocolo de carga imediata quer para o de carga diferida. Neste estudo colocaram-se 142 implantes Altiva NTR® (Altiva Corp., EUA) monocomponente (pilar e implante juntos) em 93 pacientes. Distribuíram-se 62 na maxila e 80 na mandíbula, em carga imediata não funcional. Colocaram-se 17 (12 %) na região anterior maxilar, 58(41%) na região pré-molar e 67 (47 %) na região molar. Assim, a maioria dos implantes foram colocados na região posterior sendo reabilitados com coroas provisórias sem contactos oclusais com os dentes antagonistas, com cerca de 100 µm de inoclusão. A maioria dos implantes efectuou-se em osso tipo II (51%) e em osso tipo III (29%). Os restantes implantes ocorreram em osso tipo I e IV, 13 % e 8 % respectivamente. Não foram apresentados os resultados da medição do nível ósseo marginal. No "follow-up" entre os 10 e os 29 meses (em média 20 meses), foram apresentadas taxas de sobrevivência de 93,7 % (perderam ao todo 9 implantes). O que revelou uma taxa de 95% (3) na maxila e 92,7 % (6) na mandíbula. Neste estudo foram excluídos os pacientes que fumavam mais de 10 cigarros por dia, os que tomavam imunossupressores e aqueles sujeitos a extracções recentes ou com regeneração óssea.

Outro estudo de Cochran *et al* (2001) apresenta também aspectos marcantes. Neste ensaio com 110 pacientes demonstrou-se que os implantes ITI®SLA podem ser restaurados ao final de seis

semanas de cicatrização com uma taxa de sucesso elevada em osso de tipo I a III. Colocaram-se 326 implantes ITI®SLA (Instituto Straumann AG, Suíça), com carga precoce. Integraram o estudo apenas os implantes que tinham uma boa estabilidade primária, definida por um torque de inserção de 35 N x cm. A maioria dos implantes efectuou-se no sector posterior, ao todo 244 implantes, 46 na maxila e 198 na mandíbula. A carga foi realizada entre o 42º e os 63º dia naqueles colocados em osso de tipo I a III (85%) e 84-105 dias em osso tipo IV (15%). As coroas provisórias bem como as definitivas foram deixadas com contactos oclusais com os dentes antagonistas. Os critérios de sucesso foram definidos como: imobilidade implantar sob pressão feita com instrumento; radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar; ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção. No entanto, a medição da variação do nível ósseo marginal não foi apresentada. As taxas de sucesso de 99,4 % e 100 % foram para a região posterior da mandíbula e da maxila respectivamente, aos 12 meses. Contudo, durante este período faltaram ao controle os pacientes correspondentes a 30 implantes na mandíbula e 11 na maxila. Aos 24 meses, este valor sobe para 100% para a mandíbula, mas 104 implantes não foram controlados durante este período. Na maxila manteve-se a mesma taxa, mas o número de implantes sem controle subiu para 19.

Testori *et al* (2002), com um estudo envolvendo 164 pacientes revelaram que é possível efectuar carga precoce passadas 8 semanas, mesmo na região da maxila posterior. Neste estudo colocaram-se 372 implantes Osseotite® (3i Implant innovations Inc., EUA), com 110 na região da maxila e 262 na mandíbula posterior. A estabilidade primária foi avaliada no momento da cirurgia e os implantes agrupados em implantes com um torque de inserção abaixo dos 25 N x cm, entre 25 e 35 N x cm e acima dos 35 N x cm. As coroas provisórias foram colocadas 2 meses após a cirurgia e foram deixadas com contactos oclusais com os dentes antagonistas. Os critérios de sobrevivência foram apresentados e definidos da seguinte forma: imobilidade implantar sob pressão feita com instrumento, radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar, ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção. A medição da variação do nível ósseo marginal não foi efectuada. Aos 36 meses, as taxas cumulativas de sobrevivência corresponderam a 97,5% para a mandíbula e 98,4% para a maxila.

Também Bogaerde *et al.* (2003) afirmam que a carga precoce é viável com uma taxa de sobrevivência semelhante ao protocolo de carga diferida em dois tempos cirúrgicos. Neste estudo foram seleccionados 31 pacientes e colocados 124 implantes Bränemark®, com 40 N x cm de torque de inserção, ferulizados e colocados em carga precoce entre os 11 e os 20 dias. A maioria instalou-se na região posterior da maxila e da mandíbula, 45 e 56, respectivamente. Todos foram reabilitados com coroas provisórias com contactos oclusais leves. A medição do nível ósseo marginal revelou uma perda óssea, até aos 12 e 18 meses, de  $1,99 \pm 1,02$  mm e  $2,19 \pm 0,97$  mm. Aos 18 meses foi observado uma taxa de sobrevivência cumulativa de 96,8 %. Perderam 4 implantes, 2 em cada maxilar, o que revelou uma taxa de sobrevivência de 95,5 % para a maxila e 96,4% para a mandíbula.

A tabela 1.13 apresenta os resultados dos estudos prospectivos multicêntricos, onde as taxas de sobrevivência revelaram que a carga imediata não funcional tem taxas equivalentes para ambos os maxilares (Buchs *et al.* 2001) e que a carga precoce funcional apresenta taxas de sobrevivência (Bogaerde *et al.* 2003, Testori *et al.* 2002) e de sucesso (Cochran *et al.* 2002) equivalentes para ambos os maxilares.

Autores	Estudo/carga	Nº Paci.	Nº Impl.	Sistema/Superfície	Diam./Comp. (mm)	Maxi/Mand	Follow-Up (meses)	Taxa de Sobrev. (%)	Taxa de Sucesso (%)
Buchs (2001)	Prosp multi/CINF	93	142	Altiva NTR	4/10-15 5/10-15	Maxi/Mand	20	Total: 93,7 Maxi: 95 Mand: 92,7	
Cochran (2002)	Prosp multi/CP 42-63d	110	326	ITI SLA	4,1/8-14	Maxi/Mand	12-24		Maxi-100 Mand-99,4
Testori (2002)	Prosp multi/CP 8 s	164	372	Osseotite	3,75-5,0 /10-15	Maxi/Mand	36	Maxi-98,4 Mand-97,5	
Bogaerde (2003)	Prosp multi/CP (11-20d)	31	124	Bränemark Maq	8,5-18	Maxi/Mand	18	Maxi: 95,5 Mand: 96,4	

Tabela 1.13 - Estudos prospectivos multicêntricos no sector posterior

Abreviaturas: Paci= paciente; Imp= Implante; Mand=mandibular; Maxi= maxila; CP= carga precoce; CINF= carga imediata não funcional; Prosp multi= prospectivos multicêntricos; Rand=randomizados; Maq= Maquinado; Diam= diâmetro; Comp= comprimento; d=dia; s=semana.

### 1.7.3. Estudos prospectivos com carga precoce

O estudo prospectivo pelo método “split-mouth”, de Rocuzzo *et al.* (2001), com 32 pacientes defendem que os implantes ITI® SLA podem ser utilizados em protocolos de carga precoce até às seis semanas e que mesmo os implantes que rodaram no momento da colocação do pilar protético, podem ainda osteointegrar se forem deixados cicatrizar durante mais algum tempo sem carga. Neste estudo foram colocados 136 implantes na região posterior da maxila (49) e da mandíbula (79), com carga precoce ou diferida. Cada paciente serviu de controle de si próprio, designadamente com a instalação de um implante com a superfície SLA (grupo teste) com carga precoce aos  $43 \pm 1$  dias e outro com superfície TPS (grupo controle) com carga diferida aos  $86 \pm 2$  dias. Os pilares maciços foram apertados a 35 N x cm, em ambos os grupos e as coroas provisórias postas em oclusão, embora não referindo como foi controlada. Realizaram-se medições dos índices de placa, de hemorragia e sondagens da distância do ombro do implante ao nível ósseo marginal. Foram também efectuadas radiografias standardizadas e apresentada a variação do nível ósseo marginal. Aos 12 meses, não tinham perdido nenhum implante, mas no momento de aperto do pilar maciço, quatro implantes rodaram (3 no grupo SLA e 1 no grupo TPS) e não foram colocados em carga. Os autores, esperaram mais 6 semanas e repetiram o procedimento com sucesso. Estes implantes conseguiram osteointegrar e não mostraram diferenças clínicas ou radiológicas dos outros implantes. A variação do nível ósseo marginal médio de  $0,65 \pm 0,41$  mm para o grupo SLA e  $0,77 \pm 0,49$  mm para o grupo TPS não foi significativo. Inesperadamente, não foram definidos critérios de sucesso, não sendo reportada nenhuma perda o que significou uma taxa de sobrevivência de 100%.

Outro estudo realizado por Rocuzzo *et al* (2002), com 19 pacientes, apresentou como conclusão que é possível efectuar carga precoce funcional às seis semanas com implantes ITI® SLA em pacientes não fumadores. Neste estudo foram colocados 36 implantes, na região posterior (molar) da maxila. O protocolo cirúrgico modificado envolveu a utilização de osteótomos e não foi efectuado passo de rosca, inserindo os implantes como se fossem “autorosqueantes”, com a excepção para alguns locais onde o osso ofereceu elevada resistência à progressão dos osteótomos. Os pilares protéticos foram apertados a 15 Ncm e as coroas provisórias foram cimentadas por volta do 43º dia. Foram também efectuadas radiografias, mas os resultados da medição do nível ósseo marginal não foram apresentados. Até aos 12 meses, apenas se perdeu um implante que tinha rodado no momento da colocação da coroa, o que corresponde a uma taxa de sobrevivência de 97,2 % .

O último estudo deste tipo que apresentamos é o de Nikellis *et al* (2004), que envolveu 40 pacientes, 8 dos quais eram desdentados totais e os restantes parciais. Este estudo concluiu que é possível realizar carga precoce desde que a estabilidade primária no dia da cirurgia seja adequada e que este protocolo alternativo não afectou as taxas de sobrevivência. Neste estudo, usaram-se 190 implantes Southern® (Southern Implants, Irene, South Africa ), com superfície rugosa obtida por jactos de areia e ácidos, 42 dos quais foram colocados na região posterior da maxila e mandíbula, com 9 e 33 implantes respectivamente, em carga precoce (apesar dos autores terem considerado ter havido carga imediata), em 22 pacientes. As coroas provisórias foram colocadas dentro das 72 horas após a cirurgia e parecem ter sido deixadas com contactos oclusais com os dentes antagonistas, mas sem contactos em “cantilevers” ou nas lateralidades. A estabilidade primária foi caracterizada para um torque de inserção acima dos 32 N x cm. Os resultados da medição do nível ósseo marginal não foram apresentados. Com um “follow-up” entre 12 - 24 meses, foram apresentadas taxas de sobrevivência de 100% para ambos os maxilares.

Na tabela 1.14 resume-se os resultados dos estudos prospectivos com carga precoce, onde as taxas de sobrevivência revelaram que a carga precoce tem taxas equivalentes para ambos os maxilares (Rocuzzo *et al*. 2001; Nikellis *et al*. 2004).

Autores	Estudo/ carga	Nº Paci.	Nº Impl.	Sistema/ Superfície	Diam. /Comp. (mm)	Maxi/ Mand	Follow- Up (meses)	Taxa de Sobrev.\ (%)	Taxa de Sucesso (%)
Rocuzzo (2001)	Prosp/Spm CP 6 s/CD	32	68CP 68CD	ITI SLA/TPS	4,1 e 4,8 /10-12	Maxi/Mand	12	100	
Rocuzzo (2002)	Prosp/ CP 6 s	19	36	ITI SLA	4,1 e 4,8 /8-12	Maxila	12	97,2	
Nikellis (2004)	Prosp/ CP 72 h	40	190	Southern implants	/10-15	Max/Mand	12-24	100	

Tabela 1.14 - Estudos prospectivos com carga precoce no sector posterior.

**Abreviaturas:** Paci = pacientes; Impl = implantes; Mand = mandibular; Maxi = max; Prosp = prospectivos; Spm = split mouth; CI = carga imediata; CD = carga diferida; CP= carga precoce; CINP = carga imediata não funcional; Diam = diâmetro; Comp= comprimento; s=semana; h = horas.

#### 1.7.4. Estudos prospectivos com carga imediata funcional e não funcional

Por último apresentamos um conjunto representativo deste tipo de estudos que são de certa forma numerosos e que permitem avaliar aspectos interessantes. Glauser *et al.* (2001), num estudo envolvendo 41 pacientes demonstrou que a carga imediata é uma alternativa viável à carga diferida excepto para a região maxilar posterior e que cargas oclusais fortes devem ser consideradas como um factor de risco. Os 127 implantes Brånemark® dividiram-se em 76 na maxila e 51 na mandíbula em carga imediata. A maioria dos implantes foram colocados na região posterior da maxila e da mandíbula, 41 e 43 respectivamente. As coroas provisórias foram cimentadas e deixadas com contactos oclusais em cêntrica. Os critérios de sucesso foram definidos como: imobilidade implantar; radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar; ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção e o implante suportar uma prótese funcional. Os resultados da medição do nível ósseo marginal não foram apresentados. Com um “follow-up” de 12 meses foi observada uma taxa de sucesso cumulativa de 82,7 %, 22 implantes foram perdidos em 13 pacientes (7 dos quais no mesmo paciente). Os pacientes bruxómanos (22) perderam mais implantes do que os restantes (cerca de 41 % versus 12 %). A taxa de sucesso sobe para 91 % se se excluírem os implantes colocados na região posterior da maxila, relativamente a uma taxa de apenas 66 % quando eram só considerados os implantes desta região.

O estudo realizado por Calandriello *et al.* (2003a) com 26 pacientes, postulou que o seu sucesso (atendendo ao número limitado de pacientes) se deveu ao factor oclusal (contactos oclusais leves), às recomendações para efectuar uma dieta mole e à estabilidade primária alcançada no dia da cirurgia. Neste estudo colocaram-se 50 implantes Brånemark® com uma superfície maquinada. A maioria, na região posterior da maxila e da mandíbula, 18 e 24 respectivamente. Este estudo revelou uma taxa de sobrevivência ligeiramente inferior para a maxila com 94,4 % (com um implante perdido) relativamente à mandíbula que foi de 100 %. Os investigadores colocaram as coroas provisórias logo após a cirurgia e deixaram-nas com contactos oclusais leves em cêntrica. Os implantes foram instalados em todos os tipos de osso e registaram-se as medições da estabilidade primária com a técnica do torque de inserção, com valores entre 40 e 72 N x cm. As radiografias standardizadas indicaram valores da variação do nível ósseo marginal aos 12, 18, 24 meses de  $1,22 \pm 0,8$  mm,  $1,15 \pm 0,7$  mm e  $1,23 \pm 0,9$  mm respectivamente. Entre os 12 e os 24 meses, as taxas cumulativas de sobrevivência foram de 98 % para ambos os maxilares.

Os mesmos autores (Calandriello *et al.* 2003b), noutra ensaio com 44 pacientes, concluíram que os resultados alcançados encorajam a utilização de implantes de plataforma larga (5,0 mm) na região molar mandibular para protocolos de carga imediata. As coroas provisórias foram colocadas logo após a cirurgia, com contactos oclusais em cêntrica, sobre 50 implantes Brånemark®, com uma superfície TiUnite. Dezasseis destes implantes do sector mais distal, não tiveram a possibilidade de serem protegidos da oclusão por um dente a distal. As medições da estabilidade primária

realizaram-se com o Osstell® Transducer e só foram incluídos no estudo aqueles com valores acima dos 60 ISQ. Os critérios de inclusão incluíam ainda: a necessidade dos implantes registarem uma estabilidade primária testada com um torque de inserção de 35 N x cm; os locais implantares terem pelo menos 4 meses de cicatrização pós-extracção e permitirem a colocação de implantes com pelo menos 10 mm de comprimento. Estes autores efectuaram radiografias estandardizadas e apresentaram valores da variação do nível ósseo marginal aos 6 e aos 12 meses de  $1,0 \pm 0,5\text{mm}$  e  $1,3 \pm 0,6\text{mm}$  respectivamente. Este estudo de carga imediata revelou igualmente taxas de sobrevivência de 100 %, apesar de se terem efectuado o controle de apenas 24 dos implantes.

Outro ensaio clínico (Cannizzaro *et al.* 2003), com 28 pacientes, constatou não haver diferenças significativas na avaliação clínica e radiográfica entre a carga imediata e a diferida. Neste estudo foram colocados 92 implantes Spline Twist® (Centerpulse Dental, Carlsbad, CA), de superfície microtexturada, com a maioria colocada na região da maxila e mandíbula posterior, 31 e 48 respectivamente, agrupados de acordo com o protocolo de carga utilizado. Os critérios de sucesso foram apresentados e definidos da seguinte forma: imobilidade implantar sob pressão; radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar; ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção e perda óssea marginal que não pudesse ser “aliviada” por intervenção clínica. Todos os implantes foram reabilitados com coroas provisórias com contactos oclusais. Foi considerado como critério de exclusão as zonas implantares com osso tipo IV e registaram o nível ósseo radiográfico, índices periodontais, e a mobilidade implantar pelo Periotest®. Os resultados da medição do nível ósseo marginal foram apresentados agrupados com valores entre 0-1mm para 95,7% dos implantes no grupo de carga imediata contra 93,3 % dos de carga diferida. Perderam um implante na maxila no grupo de carga diferida, o que resultou numa taxa de sobrevivência de 96,7 % e 100 % para a maxila e mandíbula, respectivamente. Aos 24 meses foi observada uma taxa de sucesso cumulativa de 100 % para o grupo de carga imediata e 92.9 % para o grupo de carga diferida para ambos os maxilares.

Num outro estudo de Glauser *et al.* (2003) considerando 28 pacientes, sendo um paciente desdentado total e os restantes desdentados parciais, demonstrou que a carga imediata em associação com um implante ligeiramente cónico e de determinada superfície contribuíram para a elevada taxa de sucesso mesmo em osso de pior qualidade. Dos 28 pacientes 12 eram fumadores e não foi encontrado qualquer correlação entre os hábitos tabágicos e as taxas de sucesso. Neste estudo foram colocados 102 implantes Bränemark® TiUnite, na maxila (38) e na mandíbula (64) em carga imediata, sendo a maioria no sector posterior (88%) e em osso mole (76%). Em relação ao tipo de osso instalaram-se 27 em tipo IV, 51 em tipo III, 24 em tipo II, não sendo nenhum implante colocado em osso tipo I. Os critérios de sucesso foram definidos como: imobilidade implantar; radiografias sem imagem de radiotransparência contínua peri-implantar; ausência de sinais ou sintomas irreversíveis ou persistentes como dor ou infecção e o implante suportar uma

prótese funcional. As coroas provisórias confeccionaram-se com contactos oclusais em cêntrica, no dia da cirurgia. Um critério de inclusão adoptado foi um torque de inserção de 10 N x cm e os resultados da medição do nível ósseo marginal revelaram um variação de  $1,2 \pm 0,9$  mm ao fim de 1 ano. A análise da frequência de ressonância revelou uma estabilidade primária média de 71 ISQ, acima dos 60 ISQ recomendados por Sennerby *et al.* (2002) para a realização de carga imediata. A taxa cumulativa de sucesso foi de 97% ao fim de 1 ano após a carga. Durante este período foram perdidos 3 implantes na maxila num único paciente. Tal resultou numa taxa de sobrevivência de 92,1 % e 100 %, para a maxila e mandíbula, respectivamente. Mais tarde e já com quatro anos decorridos o autores publicaram um novo artigo, com uma variação do nível ósseo marginal médio de  $1,3 \pm 0,9$ mm e com a mesma taxa de sucesso cumulativa (Glauser *et al.* 2005).

Abboud *et al* (2005), afirmam que a carga imediata em restaurações unitárias é possível com preservação do nível ósseo e da estética. No entanto, assumem a necessidade de um número maior de pacientes e de tempo de “follow-up” para confirmar estes resultados. Neste estudo com 20 pacientes e 20 implantes Ankylos (Friadent, Alemanha) colocados na região posterior da maxila ou da mandíbula com carga imediata. As coroas provisórias foram deixadas com contactos oclusais muito leves pontiformes em posição de intercuspidação máxima (PIM). Um dos critérios de inclusão envolveu a obtenção de uma estabilidade primária a 25 N x cm de torque de inserção, no momento da colocação do pilar protético. Os valores de mobilidade implantar foram medidos com o Periotest® e a medição da variação do nível ósseo marginal foi efectuada através de radiografias estandardizadas aos 3, 6 e 12 meses. A variação do nível ósseo foi de 0,01 mm ao fim de 12 meses. Registou-se a perda de um implante justificada com a técnica de cimentação, em que o cimento passou para os tecidos peri-implantares durante a cimentação da coroa provisória. A taxa de sobrevivência foi assim de 95 % aos 12 meses.

Outro estudo prospectivo realizado por Cornelini *et al* (2006) concluiu que a carga imediata é possível na região posterior mandibular nos implantes que tiveram uma estabilidade primária inicial acima dos 62 ISQ. Os pacientes foram reabilitados com pontes de 3 elementos suportados em dois implantes Straumann® SLA. As pontes provisórias foram colocadas no dia da cirurgia e foram deixadas com contactos oclusais. A estabilidade primária foi avaliada com o Osstell™, no final da cirurgia estabelecendo-se que os valores de ISQ estariam acima dos 62 ISQ para todos os implantes. Este estudo envolveu 20 pacientes e 40 implantes e a medição da variação do nível ósseo marginal foi efectuada através de radiografias estandardizadas, realizadas após a cirurgia e ao fim dos 12 meses de “follow-up”, revelando uma variação no nível ósseo de  $2,4 \pm 0,4$  mm e  $2,5 \pm 0,4$  mm respectivamente. Aos 12 meses só um implante tinha sido perdido devido a uma infecção peri-implantar, demonstrando assim uma taxa de sobrevivência de 97,5 %.

Relativamente à carga imediata não funcional, o estudo de Proussaefs *et al.* (2002), com apenas 10 pacientes, revelou que implantes com uma superfície revestida a hidroxiapatite podiam ser su-

jeitos a este tipo de carga na região pré-molar maxilar. As coroas provisórias foram colocadas logo após a cirurgia e parecem ter sido deixadas sem contactos oclusais com os dentes antagonistas a 40 µm. Um dos critérios de inclusão foi a existência de dentes adjacentes em mesial e distal da zona desdentada e de dentes antagonistas naturais ou com prótese removível. As zonas desdentadas com osso tipo IV foram excluídas. Foi avaliada a mobilidade implantar com o Periotest<sup>®</sup>, assim como foram quantificados os índices de placa, de hemorragia e feitas as sondagens periodontais para medir a distância da plataforma do implante ao fundo do sulco, e à crista óssea. Foram também efectuadas radiografias estandardizadas para medir a variação do nível ósseo marginal. Os autores não definiram os critérios de sucesso. A perda óssea marginal média foi avaliada em 0,6; 0,7; 0,8; 0,9 e 1 mm nos “follow-ups” de 1, 3, 6, 12 e 36 meses respectivamente. Foram apresentadas taxas de sobrevivência de 100% aos 12 meses, e aos 36 meses num outro artigo posterior publicado acerca do mesmo estudo (Proussaefs *et al.* 2004).

O último estudo que referimos é o de Cornelini *et al.* (2004) que reforça a ideia que a carga imediata não funcional na região mandibular era segura e bem sucedida. Contudo exige-se uma amostra com mais pacientes e um controlo clínico mais prolongado para confirmar estes resultados. Utilizaram-se 30 implantes ITI SLA<sup>®</sup> na região posterior mandibular, com carga imediata não funcional em 30 pacientes. As coroas provisórias parecem ter sido deixadas sem contactos oclusais. Foram realizadas medições dos índices de placa, de hemorragia, e da estabilidade primária com o Osstell<sup>®</sup> Transducer. Só foram incluídos no estudo implantes com valores de estabilidade primária medidos acima dos 62 ISQ. O valor médio de ISQ no dia da cirurgia foi de  $70,6 \pm 5,8$  e  $76,7 \pm 7,0$  passados 12 meses. Constata-se que não houve um aumento significativo dos valores de ISQ. As radiografias estandardizadas e os resultados da medição da variação do nível ósseo marginal revelaram uma variação no nível ósseo marginal de 0.22 mm entre o dia da cirurgia e a consulta dos 12 meses. Com um “follow-up” até aos 12 meses, foram apresentadas taxas de sobrevivência de 96.7 % para ambos os maxilares.

Nas tabelas 1.15 e 1.16 resumem-se de forma sintética os resultados relativamente aos estudos prospectivos com carga imediata funcional e não funcional, onde as taxas de sobrevivência (Calandriello *et al.* 2003a) e de sucesso revelaram que a carga imediata funcional é possível para ambos os maxilares (Cannizzaro *et al.* 2003; Glauser *et al.* 2005). O mesmo revelaram os estudos de carga imediata não funcional (Proussaefs *et al.* 2002; Cornelini *et al.* 2004; Proussaefs e Lozada 2004). Não existiram diferenças significativas entre as taxas de sobrevivência/sucesso e entre a carga imediata funcional e não funcional, a não ser num estudo, onde as taxas de sucesso foram inferiores a 90% para a carga imediata funcional (Glauser *et al.* 2001). O mesmo estudo revelou taxas de sobrevivência inferiores para a maxila relativamente à mandíbula. Outro estudo, ainda, apresentou taxas de sucesso mais elevadas no grupo de carga imediata do que no de carga diferida (Cannizzaro *et al.* 2003).

Autores	Estudo/ carga	Nº Paci.	Nº Impl.	Sistema/ Superfície	Diam. /Comp. (mm)	Maxi/ Mand	Follow- Up (meses)	Taxa de Sobrev.\ (%)	Taxa de Sucesso (%)
Glauser (2001)	Prosp/ CI	41	127	Bränemark Maq.	4-5/ 7-15	Maxi/Mand	12	Maxi: 70,7 Mand: 90,7	82,7
Calandriello (2003a)	Prosp CI	26	50	Bränemark Maq.	3,75-4/+ 13 5/ +10	Maxi / Mand	12-24	Maxi: 94,4 Mand: 100	
Calandriello (2003b)	Prosp CI	44	50	Bränemark Tiunite WP	5/ +10	Mand	6-12	100	
Cannizzaro (2003)	Prosp CI/CD	28	92	Spline twist®	3.75/13	Maxi/Mand	24	Maxi:96,7 Mand :100	CI:100 CD:92,9
Glauser (2003)	Prosp CI	28	102	Bränemark Tiunite	4-5/7-18	Maxi/Mand	12	Maxi :92,1 Mand:100	97,1
Abboud (2005)	Prosp /CI	20	20	Ankylos	3,5; 4,5;5,5/ 9,5-14	Maxi/Mand	12	95	
Glauser (2005)	Prosp CI	28	102	Bränemark Tiunite	4-5/7-18	Maxi/Mand	48	Maxi: 92,1 Mand:100	97,1
Cornelini (2006)	Prosp/ CI	20	40	Straumann SLA	4,1/10 4,8/10-12	Mand	12	97,5	

Tabela 1.15 - Estudos prospectivos com carga imediata funcional no sector posterior.

**Abreviaturas:** Paci= paciente; Imp= implante; Mand=mandibular; Maxi= maxila; CI= carga imediata; CD = carga diferida; Prosp = prospectivo; Maq= maquinados; Diam= Diâmetro; Comp= comprimento.

Autores	Estudo/ carga	Nº Paci.	Nº Impl.	Sistema/ Superfície	Diam. /Comp. (mm)	Maxi/ Mand	Follow- Up (meses)	Taxa de Sobrev.\ (%)	Taxa de Sucesso (%)
Proussaefs (2002)	Prosp/ CINF	10	10	Replace HA	-----	Maxila /pré-molar	12	100	
Cornelini (2004)	Prosp/ CINF	30	30	ITI SLA	4,1/10 4,8/10-12	Mand	12	96,7	
Proussaefs (2004)	Prosp/ /CINF	10	10	Replace	13/4,3-5	Maxila /pré-molar	36	100	

Tabela 1.16 - Estudos prospectivos com carga imediata não funcional no sector posterior

**Abreviaturas:** Paci = pacientes; Imp l= implantes; Mand =mandibular; Maxi= maxila; CI = carga imediata; CP = carga precoce; CINF = carga imediata não funcional; Paci = paciente; Imp = Implante; Diam = diâmetro; Comp = comprimento; dia=dia; s=semana.

**Estudo numérico pelo  
método dos elementos finitos  
para simular a fase inicial da osteointegração**

---



## 2. Estudo numérico pelo método dos elementos finitos para simular a fase inicial da osteointegração

### 2.1 Objectivos

O principal objectivo deste estudo foi a avaliação dos efeitos biomecânicos da utilização de carga imediata ou precoce sobre um implante Straumann® Standard 4,1 x 12 mm (Instituto Straumann AG, Suíça) colocado em osso tipo II e III (Lekholm e Zarb, 1985), na região molar mandibular. A colocação em carga de implantes durante a fase de cicatrização implica que o osso esteja mecanicamente capaz de suportar essas cargas, sem que as tensões e as deformações geradas induzam uma reabsorção óssea ou que os deslocamentos (micromovimentos) sofridos nesta fase comprometam a estabilidade primária e, por sua vez, o processo de osteointegração. Assim, este trabalho pretende avaliar durante esta fase da osteointegração os parâmetros que indiquem se podemos utilizar cargas funcionais e em que medida a diferença entre os tipos de osso (II e III), a distância do ombro do implante ao osso cortical marginal (1 ou 2 mm) e as propriedades elásticas da interface osso-implante podem modificar estes parâmetros.

Como objectivo secundário definiu-se a necessidade de verificar se o modelo aqui adoptado pelo método de elementos finitos (MEF) e baseado no trabalho de outros autores (Natali *et al.* 2006a, Natali *et al.* 2006b), simularia em termos gerais as condições clínicas por nós encontradas num estudo clínico randomizado.

Com estes objectivos presentes estruturámos o estudo em duas partes. Na primeira parte iremos utilizar o MEF para simular o comportamento dinâmico de um implante Straumann® Standard efectuando análise de frequência de ressonância (AFR) com o novo sistema Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics AB, Suécia), igualmente utilizado no estudo clínico. Na segunda parte iremos utilizar o MEF para simular o comportamento estático de um implante Straumann® Standard, sujeito a um conjunto de forças cuja resultante é uma força que, segundo alguns autores, simula as condições naturais das forças oclusais durante a função mastigatória (Mericske-Stern *et al.* 1996; Himmlova *et al.* 2004).

## 2.2. Materiais e Métodos

Uma análise por elementos finitos engloba genericamente os seguintes passos: modelação da geometria e construção da malha de elementos finitos; propriedades dos materiais; definição das condições fronteira e finalmente a resolução do problema de valores e vectores próprios correspondentes à análise do comportamento dinâmico ou ao sistema de equações algébricas lineares correspondentes do comportamento estático. Os diferentes modelos são construídos variando a espessura da cortical óssea, a distância do ombro do implante à cortical e as propriedades da região peri-implantar.

### 2.2.1. Geometria e malha

A modelação da geometria é o primeiro passo para a realização de um modelo de elementos finitos e, assim neste estudo foi adoptado um modelo a 3D efectuado para a mandíbula, para o implante e para o pilar metálico magnetizado “smartpeg” do sistema Ostell™ Mentor com base nos seguintes elementos:

A geometria de um modelo de uma mandíbula humana com uma zona de desdentação na região do dente 36 (FDI), foi construída a partir de imagens de TAC com o auxílio do programa informático Mimics™ o que permitiu obter uma secção a 3D da mandíbula nesta zona (ver figura 2.1a). Nesta secção é possível visualizar duas zonas de diferentes densidades ósseas, uma externa de maior densidade e outra interna de menor densidade, correspondendo ao osso cortical e trabecular respectivamente. Nos modelos de elementos finitos, as irregularidades da superfície de separação entre as duas zonas que se podem observar na figura 2.1b, foram rectificadas e consideraram-se duas espessuras constantes da camada cortical nos modelos. Para simplificação dos modelos considerou-se também que, os cortes da mandíbula nos planos perpendiculares à direcção mesial-distal eram iguais e correspondentes ao plano da secção considerada distando 10 mm entre si.

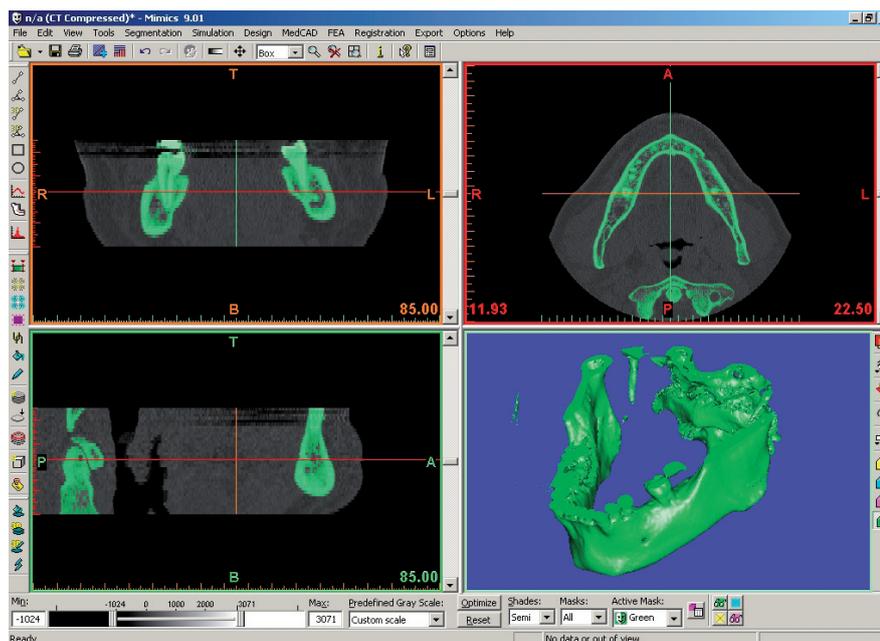


Figura 2.1a – Construção da geometria da mandíbula humana a partir de imagens de TAC com o programa Mimics™.

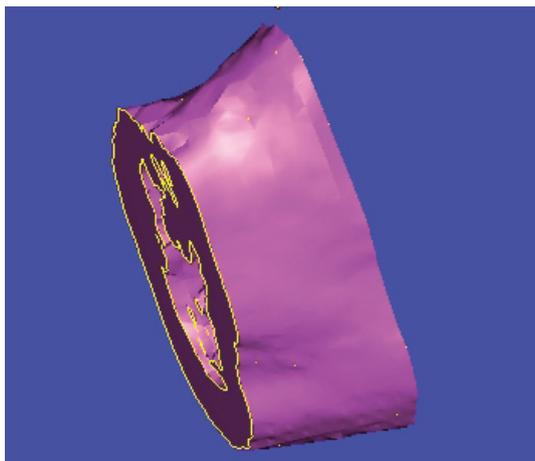


Figura 2.1b- Seção representativa da mandíbula na zona de desdentação na região do dente 3.6 (FDI).

A geometria da macroforma e das espiras do implante Straumann® Standard (Instituto Straumann AG, Basel, Suíça) foram modeladas a partir do desenho fornecido pelo fabricante de um implante com um diâmetro de 4.1 mm e com um comprimento de 12 mm (4,1x12 mm) fabricado em titânio grau IV (ISO 5832-2) e está representada na figura 2.2.

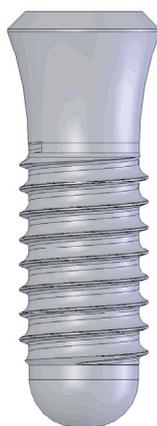


Figura 2.2 - A geometria do implante Straumann® Standard 4.1x12 RN utilizado no estudo.

Este implante é designado Standard RN porque tem um colo polido de 2,8 mm de altura e um ombro (plataforma) com 4,8 mm de diâmetro designado pelo fabricante por RN -“Regular Neck”. Este foi o implante escolhido, porque o diâmetro 4.1 foi o mais utilizado no nosso estudo clínico (ver tabela 3.13 do estudo clínico).

Foram em seguida construídos quatro modelos (figura 2.3) com o implante Straumann® 4,1 x 12 mm colocado na região 36 (FDI) da seção obtida, dois dos modelos correspondendo a um osso tipo II e os outros dois a um osso tipo III, de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985). Para isso, foi modificado entre eles apenas o valor da espessura do osso cortical, onde os modelos com osso do tipo II têm uma cortical de aproximadamente 2 mm de espessura, enquanto os modelos do tipo III têm cerca de metade desta espessura, ou seja, cerca de 1 mm. Entre os mo-

delos com o mesmo tipo de osso também foram efectuadas modificações no valor correspondente à distância entre o ombro do implante e o nível do osso cortical marginal. Assim, os modelos identificados com o número 1 representam uma distância do ombro do implante ao osso cortical marginal de cerca de 1mm, enquanto os modelos identificados com o número 2 têm 2 mm.

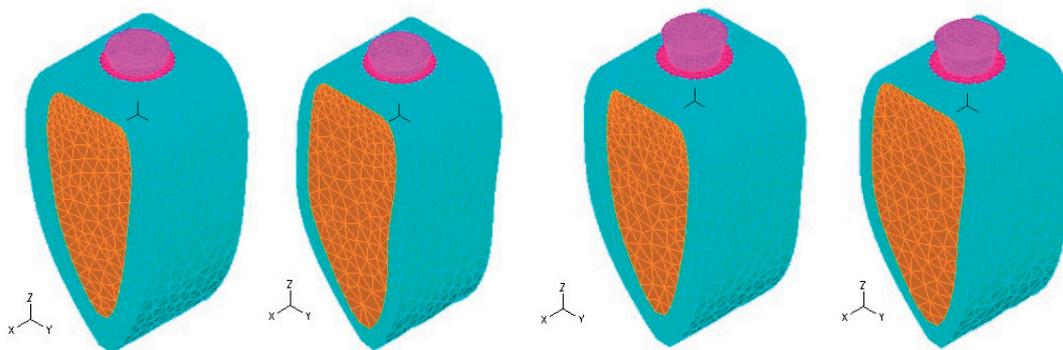


Figura 2.3 - Os quatro modelos  $II_1$ ,  $III_1$ ,  $II_2$  e  $III_2$  representados numa secção definida por dois planos perpendiculares à direcção mesio-distal onde se visualizam as diferenças paramétricas consideradas.

A escolha destes parâmetros deveu-se também ao facto da maioria dos implantes no nosso estudo clínico ter sido colocada em osso do tipo II ou III (ver tabela 3.15 do estudo clínico) e pelo facto da distância do ombro do implante ao osso cortical, ser também um parâmetro clínico frequente e por sabermos que este valor modifica os valores de frequência de ressonância medidos com o sistema Osstell™ (Natali *et al.* 2006b, Pattijn *et al.* 2006).

Procedeu-se depois à colocação dum pilar metálico magnetizado chamado “smartpeg”, utilizado no sistema Osstell™ Mentor, sobre o implante para a análise do comportamento dinâmico pelo MEF. A sua geometria, materiais e outras características operativas do sistema foram fornecidas pelo fabricante e permitiram modelar o “smartpeg” que está representado a vermelho e verde nos modelos da figura 2.4. Este é formado por uma base de alumínio que se enrosca no implante como se fosse um pilar protético e por um cilindro de Nióbio com uma parte embutida nesta peça. Foi realizada uma correcção dos contornos da geometria do prisma seistavado na parte superior do pilar para um cilindro para simplificar o modelo de elementos finitos.

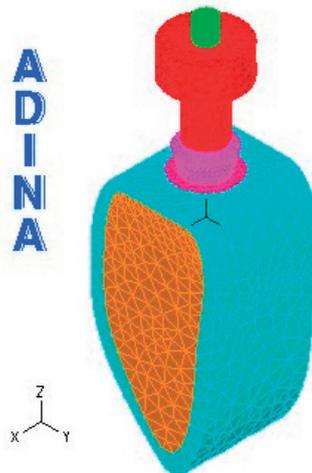


Figura 2.4 - Modelo III<sub>2</sub> de elementos finitos com o “smartpeg” colocado no implante e aspecto da malha.

O elemento finito utilizado nestes modelos com o programa informático ADINA® (ADINA R & D, Inc., EUA) foi o elemento tetraédrico isoparamétrico de quatro nós com três graus de liberdade, correspondentes às 3 translações por nó. As malhas adoptadas têm o aspecto da figura 2.4 com mais de 70 000 elementos e 12 000 nós.

### 2.2.2. Propriedades dos materiais

Todos os materiais foram considerados lineares, elásticos, homogêneos e isotrópicos, com excepção do osso cortical que foi considerado transversalmente isotrópico. Para além do osso cortical e trabecular desta região anatómica, também foi modelada uma zona de osso cortical e trabecular de transição na região peri-implantar com cerca de 1mm de largura em volta do implante. Esta zona pretende representar a interface osso-implante, e de acordo com as propriedades elásticas escolhidas pode simular um implante numa fase de cicatrização (não osteointegrado) até um implante totalmente osteointegrado. Assim foram, escolhidos seis pares diferentes de módulos de elasticidade na zona peri-implantar com uma interface osso-implante que variaram entre 0,1 a 15 GPa para o osso cortical e 0,05 a 0,6 GPa para o osso trabecular e aqui designadas pela letras: a), b), c), d), e) e f). A interface a) corresponde a um implante totalmente osteointegrado e a b) a uma interface de um implante parcialmente osteointegrado; as restantes interfaces são de um osso em cicatrização, e portanto correspondem a implantes não osteointegrados. As propriedades do osso cortical nas interfaces b) a f) também foram considerados como as de um material isotrópico por se entender que após a preparação do leito implantar, o osso cortical perde as suas propriedades anisotrópicas e durante a fase de cicatrização as propriedades elásticas não variam com a direcção escolhida, adquirindo novamente estas propriedades após a osteointegração. Os valores dos módulos de Young (E), coeficientes de Poisson ( $\nu$ ) e densidades utilizadas para os vários materiais estão apresentados na tabela 2.1.

Material	Módulo E [GPa]	Coef. $\nu$	Módulo G [GPa]	Densidade [g/cm <sup>3</sup> ]
Titânio	110	0,3	-	4,5
Alumínio	70	0,33	-	2,7
Nióbio	210	0,3	-	7
Osso Cortical*	*E <sub>11</sub> =15 E <sub>22</sub> =E <sub>33</sub> =11,1	$\nu_{12} = \nu_{13} = \nu_{23} = 0,3$	G <sub>12</sub> =G <sub>13</sub> =4,2 G <sub>23</sub> =7,8	2
Osso Trabecular	0,6	0,3	-	1
<b>Interface osso-implante</b>				
a) Cort*. Trab.	* 0,6	0,3	-	2 1
b) Cort. Trab	10 0,41	0,3	-	2 1
c) Cort. Trab	5 0,22	0,3	-	2 1
d) Cort. Trab	2 0,1	0,3	-	2 1
e) Cort. Trab	1 0,07	0,3	-	2 1
f) Cort. Trab	0,1 0,05	0,3	-	2 1

Tabela 2.1 - Valores dos módulos de Young (E), módulos de Rigidez ao Corte (G), coeficientes de Poisson ( $\nu$ ) e densidade utilizadas para os vários materiais.

Abreviaturas: Coef = coeficiente de Poisson; Cort = cortical; Trab = trabecular.

### 2.2.3. Condições de fronteira

As condições de fronteira do modelo consistem na fixação completa dos graus de liberdade de todos os nós situados nos dois planos paralelos em mesial e em distal. Não foi imposta mais nenhuma restrição cinemática a qualquer superfície limite do modelo. A distância de cada um destes planos ao implante de cerca de 3mm, garante que os efeitos locais de bordo não afectam as deformações e as tensões no implante e nas zonas peri-implantares como mostrou Teixeira *et al.* (1998).

### 2.2.4. Os modelos para a análise do comportamento dinâmico

Foram atribuídos os quatro modelos (II<sub>1</sub>, II<sub>2</sub>, III<sub>1</sub>, III<sub>2</sub>) com as diferenças paramétricas definidas e seis interfaces osso-implante (a-f) para a análise de frequência pelo MEF. A análise da frequência de ressonância é feita a partir da vibração do “smartpeg” que é excitado com uma gama de frequências de 1 a 10 kHz. O sistema de leitura das frequências de ressonância usa o som produzido pela vibração induzida no “smartpeg”. O sistema faz uma leitura da primeira frequência natural de vibração e converte-o num índice de estabilidade implantar designado ISQ, “Implant Stability

Quocient<sup>o</sup>. Este índice pode variar entre 0-100 e cuja relação com o valor da frequência em Hertz para o Osstell<sup>TM</sup> Mentor se pode fixar numa expressão matemática, fornecida pelo fabricante:

$$\text{ISQ} = F * F * F * F * A + F * F * F * B + F * F * C + F * D + E$$

F\*= Frequência de ressonância medida em Hertz;

A= -2.4E-14; B= 7.1E-10; C= -7.8E-6; D= 0,0445; E= -37

### 2.2.5. Os modelos e as condições de carga para a análise do comportamento estático

Foram atribuídos os quatro modelos (II<sub>1</sub>, II<sub>2</sub>, III<sub>1</sub>, III<sub>2</sub>) com as diferenças paramétricas definidas e duas interfaces osso-implante (d & f). A escolha destas duas interfaces baseou-se nos resultados dos valores de ISQ obtidos pelo método dos elementos finitos e no estudo clínico por nós realizado, considerando a interfaces d) e f) correspondentes a implantes não osteointegrados e cujas regiões peri-implantares estão em diferentes estados de cicatrização.

Sobre os quatro modelos construídos foi aplicado um sistema convencionado de forças: 17,1 N, 114,6 N e 23,4 N em três planos ortogonais nas direcções vestibulo-lingual, axial e disto-mesial, respectivamente (figura 2.5), actuando no centro superior de um pilar protético a 4,5 mm da crista óssea não representado no modelo. Este sistema de forças representa uma força oclusal mastigatória resultante de 118,2 N num ângulo aproximado de 75° com o plano oclusal, já anteriormente utilizado por outros autores (Himmlova *et al.* 2004), baseados nos trabalhos de Merikse-Stern *et al.* (1996) e também referenciado por Natali *et al.* (2006 a) como sendo forças mais complexas do que as utilizadas no seu estudo e por isso, capazes de produzir efeitos mais acentuados nas regiões interproximais em mesial e distal do implante.

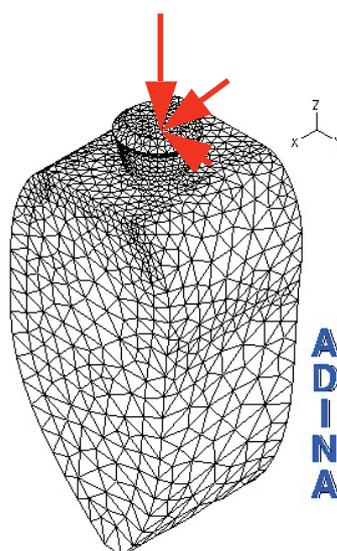


Figura 2.5 - Modelo III<sub>2</sub> de elementos finitos com a representação das forças aplicadas nos três planos ortogonais nas direcções vestibulo-lingual (y), 17,6 N; axial (z), 114,6 N; e disto-mesial (x), 23,4 N.

## 2.3. Resultados

### 2.3.1. Análise do comportamento dinâmico

As análises modais foram realizadas com o programa ADINA, usando o Método de Lancsos para resolver os problemas de valores e vectores próprios e foi estudada a influencia das diferenças paramétricas na frequência de ressonância. Na Tabela 2.2 são apresentados todos os valores numéricos das primeiras frequências naturais em Hertz (Hz) e os correspondentes valores ISQ obtidos pelo método dos elementos finitos para os vários modelos e respectivas interfaces. Na figura 2.6 mostra-se o modo de vibração de dois modelos, o III<sub>1</sub> e o III<sub>2</sub>, com uma interface osso-implante de tipo f), na primeira frequência de ressonância. Podemos observar que ambos os modos ocorrem em flexão na direcção vestibulo-lingual e que no modelo III<sub>2</sub> a frequência é menor.

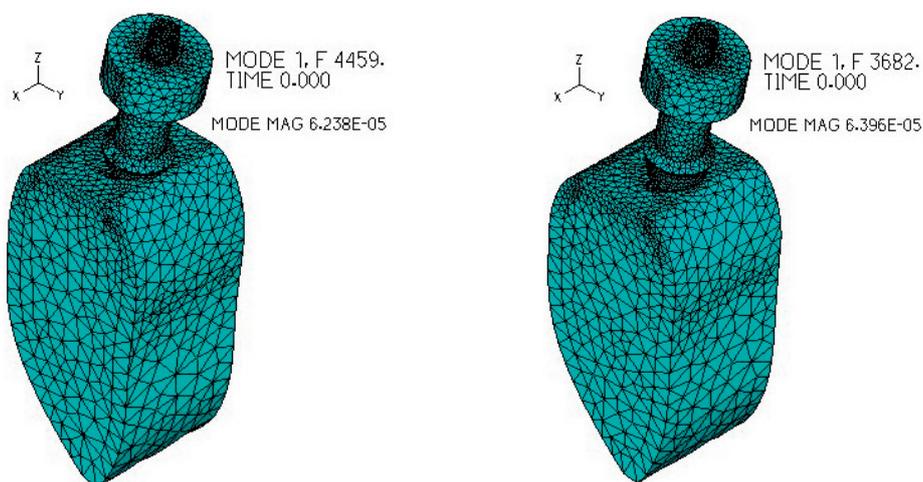


Figura 2.6- Primeiros modos de vibração dos modelos III<sub>1</sub> e III<sub>2</sub> do sistema *smartpeg*-implante e do osso envolvente com uma interface osso-implante de tipo f).

Interface Osso-Implante	Modelo II <sub>1</sub> [Hz(ISQ)]	Modelo III <sub>1</sub> [Hz(ISQ)]	Modelo II <sub>2</sub> [Hz(ISQ)]	Modelo III <sub>2</sub> [Hz(ISQ)]
a)	10205(99)	9456 (95)	8898 (91)	8064 (86)
b)	9982 (98)	9267 (94)	8671 (90)	7943 (85)
c)	9403 (94)	8753 (90)	8093 (86)	7443 (81)
d)	8370 (88)	7816 (84)	7092 (79)	6547 (75)
e)	7508 (82)	7006 (78)	6293 (73)	5807 (70)
f)	4712 (62)	4459 (60)	3907 (55)	3682 (52)

Tabela 2.2 - Os valores numéricos das frequências em Hertz (Hz) e os correspondentes valores ISQ obtidos pelo método de elementos finitos.

Podemos constatar pelos valores obtidos que o valor da frequência de ressonância diminui com o aumento da distância do ombro do implante à cortical. Por outro lado, aumenta com a es-

grossura do osso cortical, ou seja, aumenta dos modelos de osso tipo III para os de tipo II e com a rigidez da interface osso-implante. Parece, no entanto que este aumento não é linear, efectuando-se mais rapidamente para os modelos com interface osso-implante menos rígida, até 5 GPa, do que para as interfaces acima dos 5 GPa, como vem representado nos gráficos 2.1 e 2.2.

Pelos valores obtidos podemos também constatar que a redução no valor da FR é mais sensível ao aumento da distância entre o ombro do implante e a cortical óssea (aproximadamente entre 700 e 1400 Hz) do que à diminuição da espessura da cortical (aproximadamente entre 200 e 800 Hz). Como podemos avaliar comparando o gráfico 2.1, onde houve uma redução na espessura da cortical entre os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub>, com o gráfico 2.2, onde houve um aumento da distancia do ombro do implante à cortical óssea entre os modelos II<sub>1</sub> e II<sub>2</sub>.

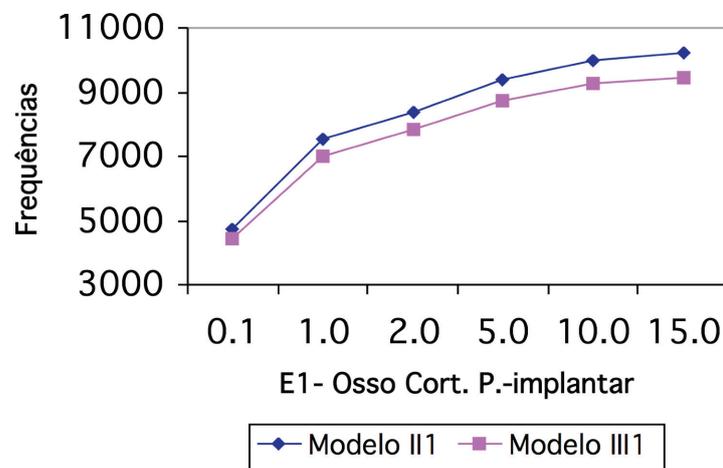


Gráfico 2.1 - Valores de frequência em Hertz (Hz) obtidos para os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> para as diferentes interfaces com módulos de elasticidade (E1) do osso cortical peri-implantar (Cort. P-implantar) de 0,1-15,0 GPa.

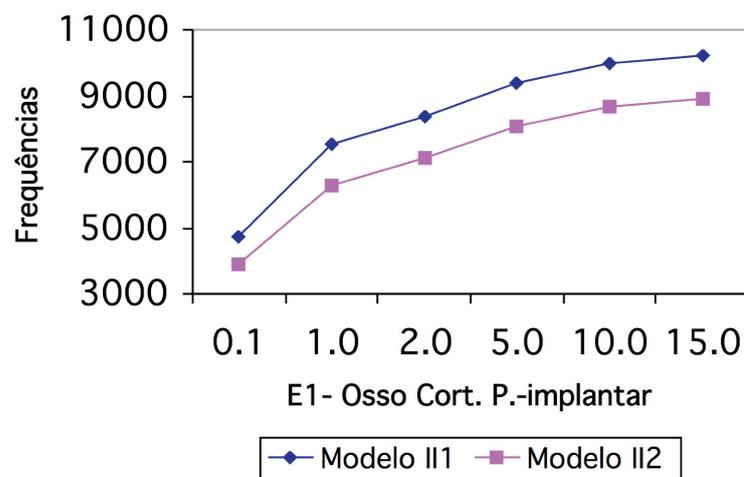


Gráfico 2.2 - Valores de frequência em Hertz (Hz) obtidos para os modelos II<sub>1</sub> e II<sub>2</sub> para as diferentes interfaces com módulos de elasticidade (E1) do osso cortical peri-implantar (Cort. P-implantar) 0,1-15,0 GPa.

### 2.3.2. Análise do comportamento estático

As análises lineares elásticas dos modelos foram realizadas com o programa ADINA e os resultados obtidos foram usados para analisar como as diferenças paramétricas se reflectem nos valores de máximo deslocamento, induzidos pelo implante no osso cortical marginal e na distribuição das deformações e das tensões principais ao longo do osso cortical. Na tabela 2.3 apresentam-se os valores numéricos obtidos do deslocamento em micrómetros ( $\mu\text{m}$ ), da deformação em “microstrains” ( $\mu\epsilon$ ) e da tensão em MegaPascals (MPa).

Interface Osso -Implante d	Modelo II <sub>1</sub>	Modelo III <sub>1</sub>	Modelo II <sub>2</sub>	Modelo III <sub>2</sub>
Máximo Deslocamento [ $\mu\text{m}$ ]	11	16	14	21
Deformação Principal Máxima (Mínima) [ $\mu\epsilon$ ]	+2703 (-2624)	+3830 (-3930)	+2568 (-2724)	+5092 (-4738)
Tensão Principal Máxima (Mínima) [MPa]	+43 (-51)	+41 (-50)	+73 (-99)	+79 (-96)
Interface Osso -Implante f	Modelo II <sub>1</sub>	Modelo III <sub>1</sub>	Modelo II <sub>2</sub>	Modelo III <sub>2</sub>
Máximo Deslocamento [ $\mu\text{m}$ ]	68	77	88	101
Deformação Principal Máxima (Mínima) [ $\mu\epsilon$ ]	+34010 (-27050)	+39440 (-34370)	+27710 (-27250)	+48510 (-37670)
Tensão Principal Máxima (Mínima) [MPa]	+70 (-92)	+73 (-96)	+112 (-137)	+109 (-135)

Tabela 2.3 - Valores numéricos dos deslocamentos, das deformações e tensões.

Podemos constatar pelos valores obtidos que os valores de máximo deslocamento aumentam com a diminuição da espessura da cortical, com a diminuição da rigidez da interface osso-implante e com o aumento da distância do ombro do implante à cortical.

Os valores das deformações principais também aumentaram com a diminuição da espessura da cortical dos modelos de osso tipo II para o osso tipo III (ver figura 2.7) e com a diminuição da rigidez da interface osso-implante. Já para a distância do colo do implante à cortical verificou-se um aumento das deformações principais com o aumento da distância do colo do implante à cortical, óssea, excepto para a deformação principal máxima (em tracção) entre os modelos II<sub>1</sub> e II<sub>2</sub> onde houve uma diminuição da deformação máxima (ver figura 2.8).

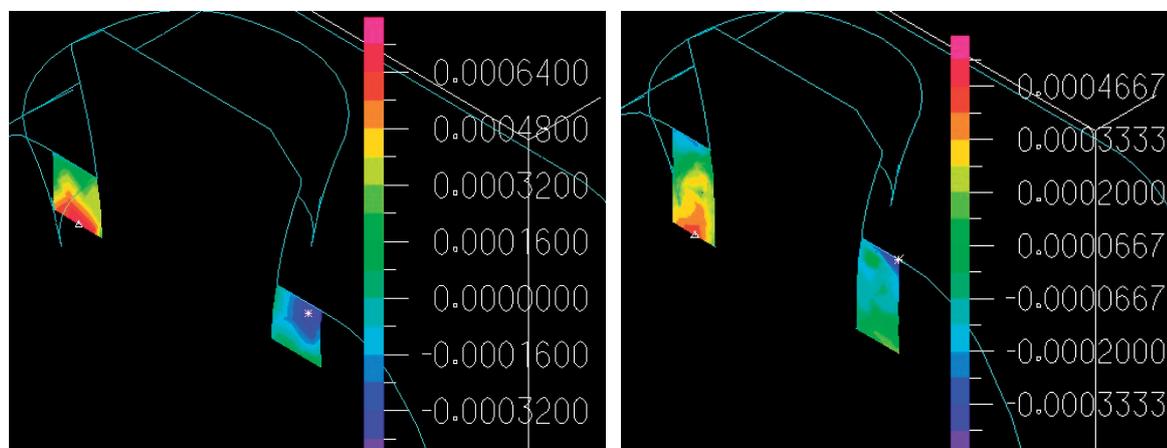


Figura 2.7 – Deformações principais nos modelos II<sub>2</sub> e III<sub>2</sub> com uma interface osso-implante d).

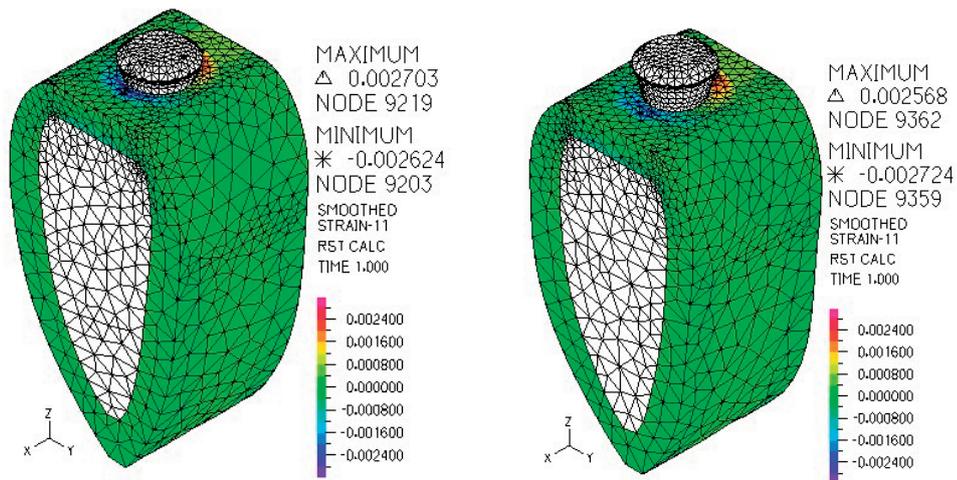


Figura 2.8 - Deformações principais nos modelos II<sub>1</sub> e II<sub>2</sub> com uma interface osso-implante d).

As tensões concentraram-se em todos os modelos no osso cortical em torno do colo do implante onde atingem os valores máximos como se pode observar na figura 2.9 onde se apresenta a distribuição das tensões principais máximas na cortical vestibular no modelo II<sub>1</sub> com uma interface osso-implante d).

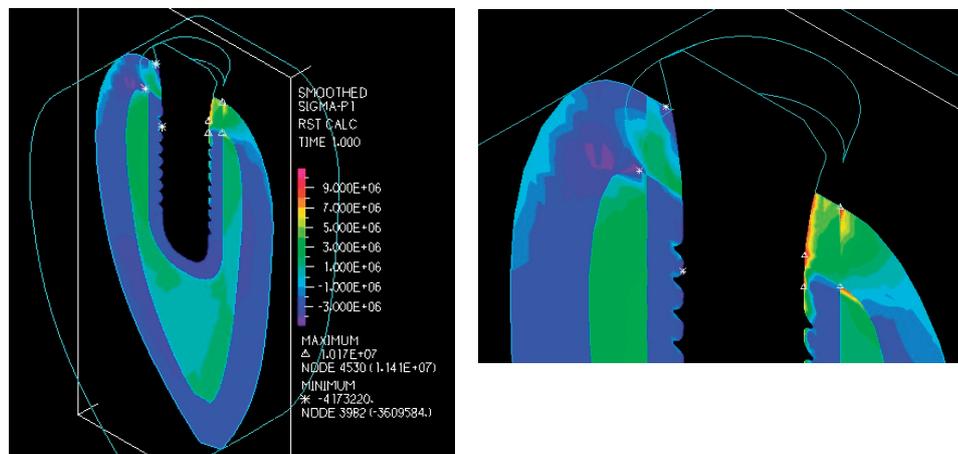


Figura 2.9 – Distribuição das tensões principais máximas no modelo II<sub>1</sub> com uma interface osso-implante d).

As tensões principais máximas também aumentaram com a distância do colo do implante ao osso cortical e com a diminuição da rigidez da interface peri-implantar num valor superior a 50 % para ambos os parâmetros, quer para o osso tipo II quer para o osso tipo III, como podemos observar nos gráficos 2.3 e 2.4.

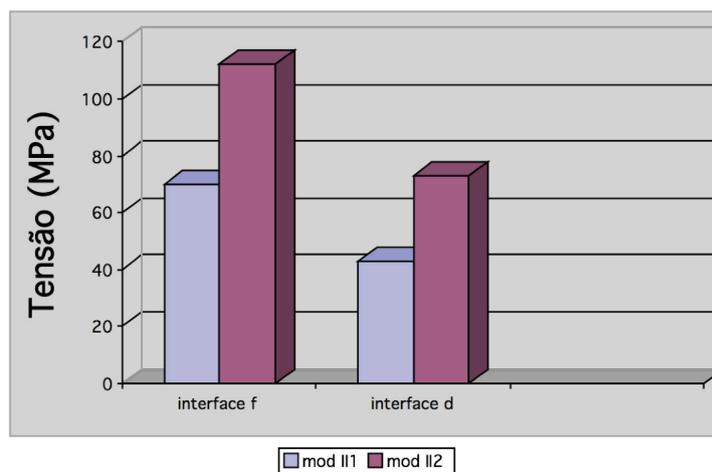


Gráfico 2.3 -Valor da tensão principal máxima para os modelos II<sub>1</sub> e II<sub>2</sub> nas interfaces f) e d).

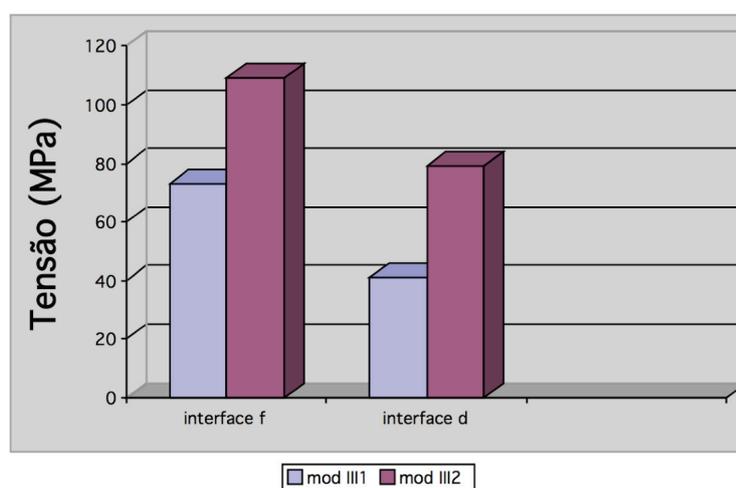


Gráfico 2.4 -Valor da tensão principal máxima para os modelos III<sub>1</sub> e III<sub>2</sub> nas interfaces f) e d).

De acordo com os valores apresentados na tabela 2.3, a diminuição da espessura da cortical teve uma influência muito pequena na variação do valor das tensões principais no osso cortical. Na interface d), a tensão principal máxima (em tracção) aumentou entre os modelos II<sub>2</sub> e III<sub>2</sub> (aprox. 6 MPa) mas diminuiu entre os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> (aprox. 2 MPa), contrariamente à interface f) (menos rígida) onde a tensão principal máxima entre os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> aumentou (aprox. 3 MPa) relativamente aos modelos II<sub>2</sub> e III<sub>2</sub> onde elas diminuiram (aprox. 3 MPa). Nas interfaces d) e f), a tensão principal mínima (em compressão) diminuiu entre os modelos II e III, com excepção para os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> da interface f).

## 2.4 Discussão

O método dos elementos finitos (MEF) modela objectos reais com complexidades geométricas e comportamentos que nenhum outro método atinge. No entanto, é habitualmente im-

possível reproduzir todos os detalhes e comportamentos naturais de estruturas vivas e, por isso, podemos dizer que um estudo *in vivo* nunca deve ser substituído por um estudo pelo MEF. Porém, este método tem muitas vantagens relativamente aos estudos *in vivo*, sobretudo porque os modelos são muito mais fáceis de controlar e de reproduzir mantendo os mesmos parâmetros de análise. Por isso, pensamos que estes métodos se complementam e são uma ajuda preciosa sobretudo para compreender fenómenos biológicos regulados por factores mecânicos, de modo que decidimos realizar um estudo pelo MEF com as características tecnicamente possíveis de simular a partir do modelo experimental clínico utilizado.

A colocação em carga de implantes em osso ainda em cicatrização constitui actualmente uma opção terapêutica muito procurada pela classe médica e pelos pacientes. A literatura é fértil em estudos, mas antes que qualquer estudo controlado possa ser objecto de considerações científicas fundamentadas, importa definir o que se entende por osso em cicatrização. Neste estudo definiu-se este osso, como um cujas propriedades elásticas na região peri-implantar fossem diferentes da restante zona envolvente ao implante. Procurou-se assim utilizar um modelo cuja variabilidade da zona peri-implantar pudesse simular mais do que um estado de cicatrização, uma vez que este processo é evolutivo. Mesmo implantes com a mesma geometria e colocados no mesmo tipo de osso podem partir de estados biomecânicos diferentes, resultantes de técnicas cirúrgicas ou particularidades anatómicas diferentes da região implantar. Por outro lado, sabemos que a zona mais traumatizada após a colocação de um implante é a zona peri-implantar (Roberts *et al.* 1987) e o aumento de rigidez desta zona com o processo de remodelação, melhora o comportamento biomecânico do sistema osso-implante. Por isso considerou-se esta zona como uma zona de transição de um osso menos rígido, para um osso mais rígido, aliás como já tinha sido feito por Natali *et al.* (2006a). Num estudo animal realizado em “minipigs” foi determinado o módulo de elasticidade longitudinal (E), da região peri-implantar pela técnica de nanoindentação em osso após 4 semanas de cicatrização, numa distância entre a zona em contacto com o implante e até 1500  $\mu\text{m}$  com intervalos de medição de 15  $\mu\text{m}$ . Apurando-se um valor médio para o módulo de Young de 6170 MPa que foi gradualmente aumentando até uma distância de 150  $\mu\text{m}$  da interface para 7890 MPa, estabilizando depois nos 10130 MPa entre os 150-1500  $\mu\text{m}$  (Chang *et al.* 2003). Esta zona está dentro da zona peri-implantar considerada no nosso trabalho de 1mm, apesar da nossa zona a ter excedido. Tal deveu-se ao facto de ter sido considerado por alguns autores (Roberts *et al.* 1987; Natali *et al.* 2006a) que esta zona deveria ser estendida para cerca de 1mm, uma vez que o osso pode sofrer dano mecânico até esta distância (Brunski 1999). O aumento da rigidez da zona peri-implantar com o processo de osteointegração e a rugosidade da superfície do implante foi também uma conclusão de um outro estudo (Butz *et al.* 2006). Embora não devêssemos considerar só dois módulos de elasticidade diferentes para cada interface, uma vez que, como refere Brunski, existem diferentes tipos de osso nesta região peri-implantar durante a fase de cicatrização (osso osteóide, osso lamelar e osso maturo pré-existente), este compósito ósseo talvez requeresse vários módulos de elasticidade. Num

outro estudo realizado em osso femural humano, também pela técnica de nanoindentação, revelou módulos de elasticidade de 5 a 15 GPa e 15 a 20 GPa para o osso trabecular e cortical, respectivamente (Zysset *et al.* 1999; Hoffler *et al.* 2000). Os módulos de elasticidade utilizados no nosso estudo para o osso trabecular e cortical também podem ser validados pelos valores experimentais aqui referidos uma vez que estão dentro destes valores; já para o osso cortical e trabecular peri-implantar em cicatrização, não conseguimos encontrar valores experimentais em osso humano, por essa razão assumimos vários módulos de elasticidade diferentes de acordo com os trabalhos de Natali *et al.*

As características anisotrópicas do osso trabecular não foram aqui consideradas como é sugerido por alguns autores (O'Mahony *et al.* 2001). Parece-nos no entanto que este modelo sendo mais simples, é também um método bastante realista em termos mecânicos daquilo que estamos a estudar: a capacidade mecânica do osso na região cortical peri-implantar para suportar cargas funcionais sobre o implante durante a fase de cicatrização. Se alguma coisa diferente seria de esperar com a consideração de um osso anisotrópico seria uma distribuição diferente das tensões no osso cortical e não necessariamente um aumento das tensões como foi surgido por O'Mahony. Foi igualmente considerado que o osso cortical fosse transversalmente isotrópico, e isto, está em acordo com outros autores que sugerem um plano de isotropia na direcção vestibulo-lingual pelas propriedades mecânicas encontradas em estudos experimentais (Schwartz-Dabney e Dechow 2003). A consideração do osso trabecular e do osso cortical como lineares e elásticos é também evidenciada em testes de flexão em três pontos que revelam para a relação entre tensão e deformação que o osso cortical mandibular pode ser considerado um material linear elástico quase até à tensão de resistência à fratura e, por isso pode ser assim modelado no MEF (Vitins *et al.* 2003).

O modelo simula um contacto directo entre implante e osso ao longo de toda a superfície do implante, considerando os elementos finitos com os nós coincidentes na interface osso-implante, o que sabemos não acontecer na realidade, pois nem toda a superfície do implante está em contacto com o osso logo após a cirurgia. Nem mesmo após a osteointegração este contacto é a 100 %. Por outro lado, admite-se que ocorra uma fricção em determinadas zonas de contacto entre o implante e o osso. Todavia, mesmo os estudos pelo MEF que consideram estas situações, não conseguiram encontrar uma correlação com os modelos experimentais *in vivo* no que respeita a tensão efectiva de von Mises (Mellal *et al.* 2004). Num outro trabalho, também se concluiu que o grau de osteointegração (contacto entre o implante e o osso) não tem efeito quer sobre o valor das tensões, quer sobre a distribuição destas na região interfacial para cargas axiais ou oblíquas nos estudos pelo MEF (Papavasiliou *et al.* 1997).

As condições de fronteira no nosso estudo constam da fixação completa dos graus de liberdade de todos os nós situados nos dois planos paralelos em mesial e em distal. Esta fixação simula a interacção com o resto da mandíbula e como estes nós estão muito afastados da zona peri-implantar, onde tínhamos especial interesse, isto não deverá afectar os resultados dos deslocamentos, defor-

mações e tensões nesta zona. Também de acordo com o princípio de Saint Venant, um sistema de forças pode ser substituído por outro sistema equivalente de forças estáticas e a distribuição das tensões e das deformações só é afectada perto da região onde a força é aplicada (Simsek *et al.* 2006), que neste caso foi sobre um pilar protético bastante afastado da zona peri-implantar. Outros trabalhos também fixam as condições de fronteira a distâncias semelhantes das utilizadas no nosso estudo (Sato *et al.* 1997).

A escolha do modelo a 3D relativamente ao 2D deveu-se ao facto de entendermos que este modelo representa melhor as condições experimentais clínicas e ao facto de, num estudo comparativo entre modelos a 2D e a 3D, se ter concluído que só este último pode realisticamente representar a distribuição de tensões no espaço (Ismail *et al.* 1987). De facto, o modelo 2D é necessariamente axissimétrico, estando por isso longe da geometria da secção da mandíbula, da forma das espiras e das forças aplicadas na mastigação. A escolha do modelo usado baseou-se também em trabalhos já publicados de Natali *et al.*, com resultados qualitativamente concordantes com os nossos, mas quantitativamente diferentes devido às particularidades do nosso modelo e ao sistema de AFR utilizado (mais recente do Osstell<sup>TM</sup>) como veremos em seguida, quer para análise do comportamento dinâmico, quer do estático.

As Medições clínicas dos valores de frequência de ressonância podem ser úteis para avaliar a estabilidade de um implante ao longo da fase de cicatrização e após a osteointegração, mas fornecem poucas indicações sobre as condições locais da interface osso-implante. Daí a razão para realizarmos este estudo pelo MEF, com o objectivo de melhor compreender a interacção dos fenómenos mecânicos nesta zona. Para isso modelou-se um sistema de AFR Osstell<sup>TM</sup> Mentor, semelhante ao utilizado na clínica e compararam-se os resultados do nosso estudo clínico e os da literatura com os obtidos pelo MEF.

O primeiro modo de vibração em cada modelo, envolvendo em conjunto implante e osso mandibular, foi observado na direcção vestibulo-lingual. A massa da parte de nióbio do “smartpeg” ligada ao implante funciona como uma massa numa viga em consola (cantilever) que pela sua forma quase cilíndrica, vibraria isoladamente com a mesma frequência em todos os planos que contenham o seu eixo de revolução. O facto do primeiro modo de vibração ocorrer no plano vestibulo-lingual confirma a maior flexibilidade da fixação do implante nesta direcção.

Os valores médios de FR encontrados para os implantes Straumann<sup>®</sup> Standard 4,1 RN colocados na mandíbula no nosso estudo clínico foram de  $82,4 \pm 2,19$  para o ISQ1 e  $83,6 \pm 3,28$  para o ISQ3, sendo que ISQ1 é a medição do valor de FR no dia da cirurgia e ISQ 3 a de cinco meses após a cirurgia (no dia da colocação da coroa definitiva). Correspondendo o valor ISQ1 a um implante não osteointegrado e com uma distância média do colo do implante ao osso cortical de  $1,04 \pm 0,47$  mm e o valor ISQ3 a um implante osteointegrado com uma distância média do ombro do implante ao osso cortical de  $2,16 \pm 0,49$  como se pode observar na tabela 2.4.

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
Dist.Ombro-Cort. Cirurgia	64	0,05	2,11	1,0406	0,47854
Dist.Ombro-Cort. Col. Coroa	62	1,09	3,47	2,1665	0,49774

Tabela 2.4 - Média e Desvio padrão das distâncias do ombro do implante à cortical óssea, no dia da cirurgia (medição de ISQ 1) e no dia da colocação da coroa definitiva (medição de ISQ 3).

Abreviaturas: Dist= distância; Cort= cortical; Col = colocação N= número de implantes

Comparando estes valores, obtidos pelo MEF, verificamos que o valor de ISQ1 com estas características estará próximo do valor de AFR das interfaces dos Modelo II<sub>1</sub>e) e III<sub>1</sub>d) com 82 e 84 respectivamente. Para o valor de ISQ3 com estas características estará próximo do valor de AFR das interfaces dos Modelo II<sub>2</sub>c) e III<sub>2</sub>b) com 86 e 85 respectivamente. Os valores obtidos pelo MEF estão ligeiramente acima dos valores medidos no estudo clínico, uma vez que não obtivemos medições com valores de ISQ correspondentes à interface a) osteointegrada. Isto pode dever-se ao facto de a interface a) ser uma interface considerada totalmente osteointegrada, ou seja a 100 %, o que realmente não acontece. Sendo assim, talvez a interface b) seja mais característica de uma interface (parcialmente osteointegrada) próxima das condições reais.

A diminuição do valor da FR, com o aumento da distância do ombro do implante à cortical, está de acordo com o que observamos no estudo clínico e com os estudos de MEF realizados por outros autores (Huang *et al.* 2002).

O aumento do valor da FR com o aumento da espessura da cortical está também de acordo com o que observamos no estudo clínico e com os estudos pelo MEF realizados por outros autores (Huang *et al.* 2002; Pattijn *et al.* 2006). A redução no valor da FR foi mais sensível ao aumento da distância entre o ombro do implante e a cortical óssea (7-9 ISQ ou aproximadamente 700-1400Hz) do que à redução da espessura da cortical (2-5 ISQ ou aproximadamente 200-800Hz), contrariamente ao método utilizado por Huang, onde a redução para cerca de metade da espessura da cortical e para o dobro a distância entre o ombro e a cortical óssea, diminuíram o valor da FR em 4000 Hz. Este facto sugere que o comprimento do implante acima do osso, influencia mais os valores de estabilidade primária medidos com o sistema Ostell™ Mentor que a espessura da cortical e possivelmente a rigidez desta.

O aumento da rigidez da interface osso-implante faz aumentar os valores de FR medidos com o sistema Osstell™ Mentor e as diferenças entre as interfaces são superiores aos valores encontrados por Natali *et al.* com o sistema Osstell™ Transducer, o que sugere que o novo sistema é mais sensível às alterações de rigidez na interface implantar. Possivelmente é assim porque, enquanto o “smartpeg” é excitado para valores de frequência entre 1 e 10 kHz, com patamares de 1 Hz, o transdutor é excitado a valores entre 5-15 kHz, em patamares de 25 Hz, ou seja, no “smartpeg” as frequências estão melhor distribuídas e são mais sensíveis em valores de frequência mais baixos. A variação não linear encontrada para o aumento mais rápido dos valores de ISQ medidos com o aumento da rigidez da interface abaixo dos 5 GPa (módulo de elasticidade para a cortical peri-implantar), relativamente

aos encontrados acima dos 5 GPa neste estudo e no de Natali, sugere que o comportamento de corpo rígido do sistema implante *smartpeg*-transdutor é mais significativo em interfaces menos rígidas, onde a rigidez da interface não limita o modo de vibração do implante relativamente ao osso, ao passo que em ossos mais densos ou com ancoragem bi-cortical, isto pode acontecer aliás como também sugeriu Pattijn *et al* (2006). Todavia esta diferença parece mais suave no sistema Osstell™ Mentor do que no Osstell™ Transducer, pela mesma razão apresentada acima.

Os valores obtidos por nós com o sistema Osstell™ Mentor estão entre 1400 e 3700 Hz, acima dos valores obtidos pelo sistema Osstell™ Transducer ou seja, acima dos 10 ISQ (aprox. 1400 Hz) sugerido pelo fabricante que prevê uma conversão dos valores ISQ Transducer para o Mentor nesta ordem de grandeza, devido à frequência de vibração do “*smartpeg*” relativamente ao transdutor. Isto foi observado quando se comparou as mesmas interfaces no modelo III<sub>1</sub> do nosso estudo com o modelo com transdutor no estudo de Natali *et al.* (2006b).

A variação nos valores de ISQ com as diferenças paramétricas estudadas sugere que os valores de ISQ não podem ser comparados entre diferentes situações implantares, mesmo que sejam entre implantes com a mesma geometria, ou seja, um valor de 84 ISQ num modelo III<sub>1</sub> não é uma situação de melhor prognóstico para carga imediata do que um valor de 79 ISQ num modelo II<sub>2</sub>, como veremos quando analisarmos o comportamento estático destes modelos. A única coisa que podemos referir é que em termos de estabilidade, o deslocamento do implante no modelo III<sub>1</sub> tem menor deslocamento do que o implante no modelo II<sub>2</sub>, o que não significa que o implante no modelo III<sub>1</sub> esteja biomecanicamente em melhores condições para suportar carga imediata.

O método de AFR pelo Osstell™ Mentor demonstrou ser um bom método para avaliar a evolução da estabilidade primária de um implante colocado em osso ainda em cicatrização, desde que existam várias medições em períodos de cicatrização diferentes.

O MEF demonstrou ser capaz de simular, em condições muito próximas das clínicas, os valores de ISQ (ligeiramente aumentados) e o comportamento dinâmico de um implante com esta geometria, relativamente às alterações paramétricas estudadas. No entanto, lamentamos não ter mais informação do estudo clínico (mais medições) para validarmos melhor este modelo, e por isso, alguns cuidados devem ser considerados quando avaliamos quantitativamente estes resultados.

Para análise do comportamento estático adoptámos as propriedades elásticas para os quatro modelos da interface d) e f). A escolha entre a interface d) e a interface e), que são as mais representativas dos valores de ISQ encontrados no nosso estudo clínico para o implante Straumann® Standard 4,1 x 12 mm, deveu-se ao facto de os valores de ISQ na interface d) estarem nos quatro modelos acima dos 70 ISQ. Foi este o valor médio de ISQ1 para todos os implantes (não só para os 4,1 x 12 mm) medidos com o sistema Osstell™ Mentor em osso do tipo III e muito aproximado para osso do tipo II, que está ligeiramente acima deste valor, nos 78 ISQ, como podemos observar na tabela 3.28 do estudo clínico.

Alguns autores também referiram que valores entre 60-65 ISQ medidos com o Osstell™ Transducer (equivalentes a 70-75 medidos com Osstell™ Mentor) são valores de ISQ suficientemente elevados para carga imediata (Sennerby e Meredith 2002). Mais recentemente, outros autores referem valores de ISQ entre 57-70 ISQ de estabilidade primária medidos com o Osstell™ Transducer, como um intervalo homeostático para os implantes Straumann® 4,8 x 10 mm, durante a cicatrização, mas nenhum valor normativo foi encontrado que pudesse indicar um valor de ISQ abaixo do qual um implante submetido a carga pudesse vir a ser perdido por não osteointegrar (Huwiler *et al.* 2007). Também outros autores, numa revisão bibliográfica não encontraram consenso em torno de um valor de ISQ que pudesse ser sugerido como um valor normativo para realizar carga imediata e, nenhum valor prognóstico pode ser atribuído a estes métodos de análise (Aparicio *et al.* 2006). Assim, a escolha do valor de 70 ISQ no nosso estudo, também não teve como intenção estabelecer um valor normativo, mas simplesmente validar os resultados da análise do comportamento estático procurando uma interface que se julgue de um implante não osteointegrado e cujas propriedades elásticas estejam próximas das condições dos implantes colocados em osso do tipo II e III.

A escolha de uma segunda interface f) baseou-se nos resultados da análise pelo MEF para o comportamento dinâmico, uma vez que os valores de ISQ encontrados foram inferiores ao da interface d) e por isso, de implantes com menor estabilidade implantar. Procurou-se assim, comparar os valores obtidos na análise do comportamento estático entre duas interfaces não osteointegradas e em diferentes estados de cicatrização.

Podemos constatar pelos valores obtidos que os valores do máximo deslocamento aumentam com a diminuição da espessura da cortical, com a diminuição da rigidez da interface osso-implante e com o aumento da distância do ombro do implante à cortical. Estes resultados estão de acordo com os resultados obtidos por Natali *et al.* (2006a), para o deslocamento. No nosso estudo, no entanto, não verificámos um aumento do deslocamento tão acentuado com a diminuição da espessura da cortical na interface d), contrariamente à interface f), onde os valores de deslocamento com a diminuição da espessura aumentaram também na ordem dos 10 µm como sugeriu Natali *et al.* Mesmo assim, os valores de deslocamento estão muito abaixo dos 150 µm, proposto por Szmukler-Moncler *et al.* (1998) para a tolerância máxima ao deslocamento para que não ocorra perturbação da osteointegração e encapsulamento fibroso do implante (Szmukler-Moncler *et al.* 1998). O que sugere que em relação à estabilidade implantar e, em particular ao deslocamento, o osso peri-implantar destes modelos teria capacidade para suportar os deslocamentos impostos pelo implante ao osso cortical nestas condições de carga, sem perturbar o processo de osteointegração.

Os valores das deformações principais também aumentaram com a diminuição da espessura da cortical dos modelos de osso tipo II para o osso tipo III e com a diminuição da rigidez da interface osso-implante. Já para a distância do colo do implante à cortical verificou-se um aumento das deformações principais com o aumento da distância do colo do implante à cortical óssea, excepto

para a deformação principal máxima (em tracção) entre os modelos  $II_1$  e  $II_2$  onde houve uma diminuição da deformação máxima. Isto está em concordância com os trabalhos de outros autores que verificaram que aprofundar o colo do implante na cortical leva a aumentos das deformações (Petrie e Williams 2002). Esta pode ser uma razão para termos verificado uma maior reabsorção do osso marginal ao implante, nos locais onde a colocação cirurgica deste foi mais em profundidade. O facto disto ocorrer em tracção e não em compressão pode dever-se à ausência de espiras nesta zona que diminuem o efeito das forças em tracção. Relativamente à compressão, a própria geometria do colo cónico ajuda, resistindo melhor a estas forças. Isto no entanto não se verificou nos modelos de osso Tipo III, ou seja, a deformação aumentou com a diminuição da espessura da cortical, o que seria de esperar, uma vez que a diminuição da espessura da cortical diminui a sua rigidez e este parâmetro é provavelmente mais influente sobre a deformação do que a distância do colo do implante ao osso. Os valores da deformação principal máxima revelaram também que a diminuição da espessura da cortical para metade fez com que as deformações principais subissem acima dos 40% e dos 90 % na interface d) entre os modelos 1 e 2, respectivamente. Isto fez com que os valores abaixo dos 3000  $\mu\epsilon$  nos modelos de osso Tipo II subissem para valores acima dos 3000  $\mu\epsilon$  nos modelos tipo III, considerados por Frost (1989) como estando na zona de sobrecarga patológica e por isso, ocorrerá uma reabsorção do osso cortical marginal. Isto está de acordo com o nosso estudo clínico e pode ser uma das justificações para a reabsorção muito acentuada em alguns implantes colocados em osso tipo III (ver tabela 3.44 do estudo clínico). As deformações principais estão mais elevadas do que as normalmente encontradas em estudos experimentais (sobretudo na interface f). Isto está de acordo com outros estudos pelo MEF (Akca *et al.* 2002; De Smet *et al.* 2006) que encontraram diferenças entre os valores de deformação medidos experimentalmente com extensómetros e os obtidos pelo método dos elementos finitos. A justificação é dada neste caso pela distância dos locais onde estas deformações estão a ser medidas, num e noutro método. Assim, enquanto nos métodos de medição experimentais com recurso a extensómetros, a medição é feita longe da região peri-implantar, nos estudos pelo MEF ela pode ser obtida junto à região cortical peri-implantar, onde elas são mais elevadas, mas impossíveis de medir pelos extensómetros. Num estudo experimental animal, utilizando extensómetros suficientemente pequenos para serem colocados a 1,3 mm da superfície do implante, foram medidos valores de deformação no osso cortical cujo valor se calculou serem 1,3 a 2 vezes inferiores aos valores de deformação medidos pelo MEF na interface cortical, que foram neste caso na ordem dos 2000 a 3000  $\mu\epsilon$  para uma força axial de 6N aplicada com um braço de alavanca de 20 mm (De Smet *et al.* 2006).

As tensões concentraram-se em todos os modelos no osso cortical em torno do colo do implante, facto também encontrado noutros estudos (Hoshaw *et al.* 1994; Sato *et al.* 1997; Stegaroiu *et al.* 1998; Kitagawa *et al.* 2005; Sevimay *et al.* 2005). No nosso estudo foram avaliados os valores das tensões principais nesta zona, porque segundo alguns autores (Cowin 1990; Natali *et al.* 2000), são mais apropriados para estudar a distribuição das tensões no osso cortical do que as tensões equi-

valentes de von Mises quando considerarmos as propriedades anisotrópicas do osso cortical. Sobre-tudo quando consideramos a influência de valores baixos de tensão e a resposta do osso cortical a estas tensões (van Oosterwyck *et al.* 2002). Os valores das tensões principais máximas (em tracção) ou mínimas (em compressão) à fractura estão na ordem dos 100 MPa e 170 MPa respectivamente (Bozkaya *et al.* 2004), valores muito superiores aos encontrados por nós neste estudo na interface d) e portanto a reabsorção por sobrecarga só pode aqui ser considerada nos modelos II<sub>2</sub> e III<sub>2</sub> da interface f) que ultrapassaram estes valores.

As tensões principais mínimas (em compressão) são mais elevadas em resposta a forças axiais sobre um implante e, apesar de serem mais favoráveis à osteointegração que as tensões principais máximas (em tracção), podem originar reabsorções do osso cortical marginal por isquémia e necrose óssea (Roberts *et al.* 1999).

As tensões principais máximas (em tracção), por sua vez, são mais elevadas em resposta a forças horizontais que originam maiores diferenças entre as deformações do osso envolvente e do implante, aumentando o risco do osso não se manter em contacto com o implante e de se formar um tecido fibroso na interface osso-implante (Misch e Bidez 2005a).

Os valores das tensões principais aumentaram com a distância do colo do implante ao osso cortical e a diminuição da rigidez da interface peri-implantar, num valor superior a 50 % para ambos os parâmetros, o que está de acordo com os trabalhos de outros autores (Kitagawa *et al.* 2005; Sevimay *et al.* 2005). Já a diminuição da espessura da cortical teve uma influencia muito pequena (para as interfaces escolhidas) na variação do valor das tensões principais no osso cortical, contrariamente ao que foi sugerido por outros autores (Kitagawa *et al.* 2005; Natali *et al.* 2006a). Kitagawa *et al.* encontrou reduções das tensões de von Mises com o aumento da espessura da cortical (0,5-2,0 mm) de 36 e 41 % para a cortical em vestibular e lingual respectivamente, mas só considerou uma força axial de 100 N, o que deve ter provocado aumentos significativos na tensão principal mínima. Natali encontrou uma redução para 50% nos valores da tensão principal mínima quando se aumentou a espessura da cortical. Nós só conseguimos observar isto na interface f) e entre os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> e não foram desta ordem de grandeza. No estudo de Natali, a primeira espira do implante está colocada no osso cortical no modelo em que a espessura da cortical é maior (1,9 mm), o que não acontece no modelo de cortical mais fina (0,8mm); isto pode ser uma das razões para uma diminuição tão grande nas tensões, as espiras colocados na cortical diminuem muito as tensões resultantes de forças axiais. Nos restantes modelos, a tensão principal mínima (em compressão) diminui entre os modelos II e III, quer na interface d) quer na f).

A tensão principal máxima (em tracção) na interface d), aumentou entre os modelos II<sub>2</sub> e III<sub>2</sub> (6 MPa) (como seria de esperar) e diminui entre os modelos II<sub>1</sub> e III<sub>1</sub> (2 MPa). Esta pequena variação em sentidos contrários pode dever-se ao facto de haver mais superfície implan-

tar em contacto com o osso mandibular nos modelos  $II_1$  e  $III_1$ , relativamente aos modelos  $II_2$  e  $III_2$ . Assim, a influencia da diminuição da espessura da cortical sobre o aumento da tensão principal máxima foi menor do que a superfície total do implante em contacto com o osso para esta interface. Já na interface f) (menos rígida), a espessura da cortical influenciou mais o aumento do valor da tensão principal máxima do que a superfície do implante em contacto com o osso mandibular, verificando-se neste caso um aumento da tensão principal máxima entre os modelos  $II_1$  e  $III_1$  (3 MPa) relativamente aos modelos  $II_2$  e  $III_2$  (3 MPa) onde elas diminuíram.

O MEF adoptado simula em termos gerais o comportamento estático de um implante sujeito a forças oclusais durante a função mastigatória. No entanto, a ausência de padrões de comparação (valores de deslocamento, tensão e deformação) impossíveis de obter num estudo clínico desta natureza, deixa-nos dúvidas quanto ao valor quantitativo destas medições, mas no que respeita ao valor qualitativo parece-nos um modelo muito realista e que explica alguns dos acontecimentos observados no nosso estudo clínico.

Modelos pelo MEF individuais (para cada paciente) e forças adaptadas ao padrão mastigatório, de acordo com parâmetros individuais, podem ajudar-nos a compreender melhor a distribuição das tensões no osso cortical e os padrões de reabsorção observados na clínica.

A utilização de uma número crescente de módulos de elasticidade com a distância da superfície do implante até à transição do limite desta zona com o osso circundante pode melhorar este modelo pelo MEF, e ser um caminho para a realização de novos estudos.

## 2.5. Conclusões

O modelo criado e analisado pelo método de elementos finitos simula em termos gerais as condições clínicas por nós encontradas num estudo clínico randomizado para o comportamento dinâmico implantar.

Os valores de ISQ diminuíram com o aumento da distância entre o ombro do implante e o osso cortical, e cresceram com o aumento dos valores da espessura da cortical.

Os valores de ISQ obtidos pelo Osstell™Mentor revelaram ser mais sensíveis ao aumento da distância do colo do implante à cortical óssea, do que à variação da espessura da cortical.

Os valores de ISQ aumentaram com a rigidez da zona peri-implantar, sendo mais sensíveis para valores de módulos de elasticidade do osso cortical peri-implantar abaixo dos 5 GPa.

Os resultados deste estudo confirmam que Osstell™Mentor é um método clínico não invasivo, muito útil como uma primeira estimativa da estabilidade implantar e que pode monitorizar bem a evolução da osteointegração, mas que dificilmente pode ser utilizado para comparar a esta-

bilidade entre vários implantes, devido às grandes variações nos valores de ISQ com as alterações paramétricas aqui consideradas.

Os valores de deslocamento obtidos pela análise estática estão em concordância e seguem com os mesmos padrões de variação dos valores de ISQ.

Os valores das deformações principais foram mais elevados no osso cortical junto do colo do implante e aumentam com a diminuição da espessura da cortical ou da rigidez da região peri-implantar.

Os valores de deformação obtidos mostraram que a variação da espessura da cortical de 2 para 1 mm (de um osso tipo II para um tipo III) tem uma influência muito grande no aumento dos valores de deformação. Mesmo em implantes, cujos valores de deslocamento eram baixos (com boa estabilidade primária), fizeram subir estes valores em mais de 40%.

A diminuição da distância do ombro do implante Straumann® Standard 4.1 x 12 RN, de 2 para 1 mm relativamente à cortical, fez aumentar os valores de deformação nos modelos de osso tipo II.

As tensões principais acumulam-se no osso cortical junto do colo do implante. As tensões principais na cortical óssea aumentaram com a distância do ombro do implante à cortical e a diminuição da rigidez da região peri-implantar.

O método de AFR pelo Osstell™ Mentor é um bom método para avaliar, após a cirurgia, a estabilidade primária de um determinado implante e a sua evolução para a estabilidade secundária com a melhoria das condições biomecânicas da região peri-implantar. No entanto, não é possível só por este meio avaliar quando a estabilidade está no “ponto” ideal para efectuarmos carga, ou adiantarmos prognósticos com base em valores de ISQ que o processo de osteointegração já não volte atrás com a colocação em carga do implante. Para isso, necessitamos de mais informação sobre as reais condições mecânicas da interface osso-implante que o método de elementos finitos nos pode fornecer, se futuramente for exequível a sua integração clínica como meio auxiliar de diagnóstico.

**Estudo clínico randomizado comparando  
o protocolo de carga imediata  
com o de carga precoce**

---



### **3. Estudo clínico randomizado comparando o protocolo de carga imediata com o de carga precoce**

#### **3.1. Objectivos**

O principal objectivo deste estudo foi a avaliação clínica e radiográfica dos efeitos biomecânicos da utilização de um protocolo de carga imediata relativamente a um de carga precoce (realizada entre os 28 e os 34 dias após a cirurgia), sobre os novos implantes Straumann® SLActive (Instituto Straumann AG, Suíça), quando colocados na região posterior da maxila e da mandíbula.

Como objectivo secundário definiu-se a necessidade de perceber se a carga imediata *per se*, podia constituir um risco mais elevado para o sucesso terapêutico da reabilitação oral protética de desdentados parciais com implantes na região posterior.

Compreende-se a necessidade de haver mais estudos clínicos randomizados, na literatura, por forma a avaliar se podem ser utilizados protocolos com tempos de carga mais próximos do dia da cirurgia, na região posterior da maxila ou da mandíbula, sem comprometer as taxas de sobrevivência e de sucesso implantar. Este estudo clínico testa os dois protocolos de carga, através da medição da variação dos valores de frequência de ressonância e do nível ósseo marginal, entre a cirurgia e vários controles pós-cirúrgicos, definidos até aos 24 meses de “follow-up”.

#### **3.2. Materiais e Métodos**

##### *3.2.1. População*

O estudo clínico foi realizado no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, com autorização da comissão de ética dos Hospitais da Universidade de Coimbra (ver anexo 2) e cumpre com os princípios éticos da declaração de Helsínquia para a investigação médica em humanos. A tipologia dos pacientes correspondeu a desdentados parciais nas zonas posteriores (pré-molares e molares), da maxila e/ou da mandíbula, que recorreram à consulta externa dos H.U.C com o objectivo de

realizarem uma reabilitação oral protética. Após a realização de uma história clínica geral e oral, com os exames intra-orais e imagiológicos habituais (ortopantomografia, raios-X peri-apicais e “bite-wings”), procedeu-se à triagem dos pacientes para o estudo clínico de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Numa primeira fase seleccionaram-se 25 pacientes entre Maio e Julho de 2004 e posteriormente mais 17, entre Fevereiro e Março de 2005. Ao todo foram incluídos neste estudo 42 pacientes, com uma idade média de 42 anos, compreendidas entre os 19 e os 71 anos, sendo 18 do sexo masculino e 24 do sexo feminino. Na tabela 3.1 estão representados os pacientes distribuídos pelos vários grupos etários. Este conjunto de pacientes constitui um subgrupo dum grupo de 273, integrados num estudo multicêntrico randomizado e realizado em 19 centros a nível global. As equipas de investigação estão espalhadas por 10 países (EUA, Portugal, Espanha, Suíça, Suécia, Alemanha, Holanda, Irlanda, Reino-Unido e Áustria), e o financiamento proveio da empresa Straumann (Instituto Straumann AG, Suíça).

Os pacientes foram devidamente informados acerca do estudo. Existiu um cuidado particular em explicar os dois protocolos de carga e que a decisão, entre um e outro protocolo, era feita de forma aleatória recorrendo a um sistema de envelope fechado, aberto antes da cirurgia e que ditaria, se as condições pós-operatórias o permitissem, a inclusão deles num dos protocolos. Os pacientes após informação por escrito e do esclarecimento de qualquer dúvida existente sobre o protocolo cirúrgico ou sobre a reabilitação protética, deram o seu consentimento informado e esclarecido (anexo 3) para a realização da cirurgia e a sua inclusão no estudo.

Idade (anos)	Total
<21	2
21-30	7
31-40	12
41-50	10
51-60	9
61-70	1
>70	1
Total	42

Tabela 3.1- Distribuição da população da amostra pelos grupos etários

### 3.2.2. Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo os pacientes:

1. do sexo masculino e feminino com idade superior ou igual a 18 anos e com um ou mais dentes ausentes na região posterior da maxila (posições segundo a FDI de 14-17 e 24-27) e/ou da mandíbula (posições segundo a FDI, de 34-37 e 44-47) que desejam uma reabilitação protética implanto-suportada com 1 a 4 implantes por quadrante.

2. cujo tempo decorrido entre a extracção do dente ausente na posição do implante e a cirurgia implantar, foi superior a quatro meses e com a zona completamente cicatrizada.
3. cujo osso em qualidade e quantidade era suficiente para permitir a colocação de implantes Straumann® Standard de diâmetro 4,1 ou 4,8 mm com plataforma larga, numa só fase cirúrgica e sem o recurso a técnicas de aumento ósseo.
4. cujas zonas implantares tivessem suficiente volume ósseo em altura para permitir a colocação de implantes com pelo menos 8 mm de comprimento, sem colidir com estruturas vitais (como por exemplo: o seio maxilar ou o nervo dentário inferior) e em largura, para permitir que permanecesse pelo menos 1 mm de osso por vestibular e lingual do implante escolhido.
5. cujos dentes oponentes às zonas implantares fossem dentes naturais ou implantes que suportassem pontes ou coroas de prótese fixa. Os dentes oponentes não podem ter sido substituídos por uma prótese removível.
6. motivados para colaborar durante o tempo necessário à conclusão do estudo.

### 3.2.3. Critérios de exclusão

Excluíram-se os pacientes pelos seguintes motivos sistémicos:

1. patologias crónicas que necessitam do uso profilático de antibióticos por rotina (por exemplo: história de reumatismo articular agudo, endocardite bacteriana, alterações valvulares cardíacas, prótese articulares)
2. patologias que necessitam da utilização prolongada de corticoesteróides.
3. história clínica de disfunção ou deficiências leucocitárias.
4. história clínica de discrasias sanguíneas.
5. história clínica de neoplasias com recurso à quimioterapia.
6. história clínica de radioterapia do pescoço e cabeça.
7. história clínica de insuficiência renal.
8. patologias severas ou não controladas de alterações do metabolismo ósseo.
9. alterações endócrinas não controladas.
10. deficiências físicas que dificultassem uma correcta higiene oral.
11. terapêuticas medicamentosas que utilizassem drogas novas experimentais em ensaios clínicos nos 30 dias prévios à cirurgia.

12. hábitos alcoólicos ou de abuso de drogas.
13. infecção pelo vírus HIV.
14. hábitos tabágicos (o equivalente a mais de dez cigarros por dia).
15. condições ou circunstâncias (por ex: hábitos de vida, falta de motivação ou história de faltas sistemáticas a consultas passadas) que na opinião do investigador/clínico, pudessem constituir um problema para um compromisso a longo prazo com o estudo clínico.

Por razões locais quando existiu um(a):

1. inflamação local ou periodontite.
2. lesão da mucosa oral (por exemplo: um líquen plano).
3. história clínica de radioterapia localizada à zona implantar.
4. presença de lesão óssea.
5. zona de extracção recente (inferior a 4 meses).
6. zona que foi sujeita a uma cirurgia de aumento ósseo (enxertos de osso e/ou técnicas de regeneração óssea guiada), a não ser que tivesse sido realizada há mais de seis meses e estivesse completamente cicatrizada.
7. zonas de defeito ósseo que requereram uma cirurgia de aumento ósseo em simultâneo com a colocação do implante.
8. bruxismo severo ou pressionamento interarcadas forte.
9. infecção intra-oral persistente.
10. falta de estabilidade primária de um ou mais implantes pós-cirurgia. Nesta situação, o paciente seria retirado do estudo e tratado de acordo com um protocolo clássico de carga diferida.
11. falta de motivação para seguir os cuidados higiénicos e a manutenção pós-operatória necessária.

#### *3.2.4. Processo de randomização*

A partir do momento em que se concluiu que o paciente cumpria todos os critérios de inclusão e nenhum dos de exclusão, e após assinatura do consentimento informado, foi aberto um envelope de randomização com um código de quatro números (exemplo: 05-10, sendo os primeiros

dois algarismos, os do respectivo centro e os segundos, referente ao número de inclusão no estudo). No interior do envelope fechado estava o grupo de carga (imediate ou precoce) em que este paciente seria incluído (fig. 3.1)

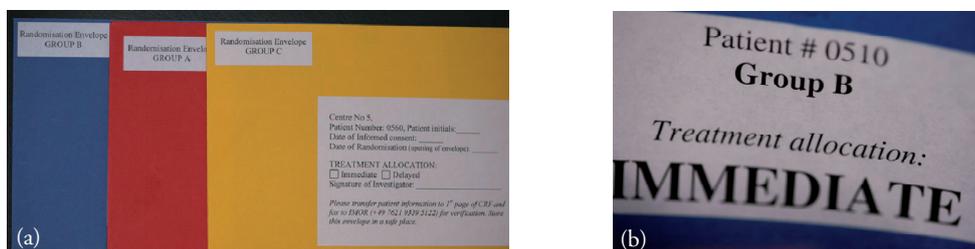


Figura 3.1- Envelopes de randomização (a), com a identificação no interior do número do paciente e o grupo de carga (b).

Estes envelopes foram fornecidos por um centro independente. Logo após a randomização e a cirurgia implantar, este centro era informado via fax, através do preenchimento de uma folha de randomização com: o número de randomização, os dados do paciente, a data da cirurgia, a data da assinatura do consentimento informado e a posição dos implantes (anexo 4). O processo de randomização foi realizado em separado para cada uma das seguintes situações e agrupados em :

- A- pacientes que efectuaram cirurgia implantar na maxila.
- B- pacientes que efectuaram cirurgia implantar na mandíbula.
- C- pacientes que efectuaram cirurgias implantares na maxila e/ou na mandíbula em quadrantes diferentes, no mesmo tempo cirúrgico.

A finalidade de separar os pacientes nestes três grupos teve como objectivo distribuir o melhor possível os dois tipos de carga, atribuindo um número equivalente de envelopes a cada grupo, separando-os com um código de cor (azuis - maxila, vermelhos - mandíbula e amarelos - maxila e/ou mandíbula em quadrantes diferentes). Assim, também seria possível comparar o efeito de carga entre eles e em cada grupo. Foram guardadas cópias dos números atribuídos no centro de randomização confirmando que não houve violação do processo. Os envelopes com os números 05-45, 05-47 e 05-49 não foram utilizados e por isso, devolvidos ao centro.

Na Tabela 3.2 (anexo 5), estão representados os pacientes e respectivas datas de nascimento, sexo, nº de implantes colocados no estudo, grupo de randomização e data da cirurgia.

### 3.2.5. Plano do estudo

O estudo envolveu várias consultas desde o dia da selecção do paciente até à última consulta de controle aos 24 meses. Na figura 3.2 está representado o plano do estudo, com todas as consultas obrigatórias de controle, onde foram registados os parâmetros necessários em etapas fundamentais

do decorrer do estudo clínico. Assim: a primeira consulta referenciada como visita 1 (V1) corresponde à consulta de selecção do paciente de acordo com os critérios de inclusão e de exclusão; a segunda visita (V2) foi a consulta pré-cirúrgica para o paciente ser informado das condições do estudo, dar o seu consentimento informado, ser efectuada a randomização num dos grupos de carga e realizar o exame radiográfico (Rx 1); a terceira visita (V3) foi a consulta da cirurgia implantar, da colocação da coroa provisória nos pacientes incluídos no grupo de carga imediata, obtenção do exame radiográfico (Rx 2) e do valor de frequência de ressonância (ISQ1); a quarta visita (V4) foi realizada entre os 28-34 dias pós-cirurgia para que os pacientes incluídos no grupo de carga precoce colocassem a coroa provisória e a obtenção do valor de frequência ressonância (ISQ2); a quinta visita (V5) corresponde à consulta realizada entre as 20 e as 23 semanas para colocação da coroa definitiva, obtenção do exame radiográfico (Rx 3) e do valor de frequência de ressonância (ISQ3); na sexta visita (V6) realizada aos 12 meses pós-cirurgia foi efectuada o controle radiográfico (Rx 4); na sétima visita (V7) realizada aos 18 meses efectuou-se uma consulta intercalar sem exame radiográfico obrigatório, apenas com o objectivo de controlar parâmetros clínicos; a oitava visita (V8) realizada aos 24 meses é a última consulta do estudo destinada ao exame radiográfico (Rx 5) e à avaliação dos restantes parâmetros clínicos. Em todas as consultas pós-cirúrgicas foram obtidos parâmetros clínicos relativos à higiene oral, à oclusão, ao grau de satisfação do paciente, ao estado dos dentes antagonistas e adjacentes ao implante, à mobilidade implantar directa e ao estado dos tecidos moles peri-implantares. Outras consultas, incluindo a de remoção dos pontos de sutura, foram efectuadas e apresentadas ao longo deste estudo, aqui apenas estão referenciadas aquelas necessárias para a obtenção dos parâmetros clínicos e radiográficos indispensáveis à realização do estudo.

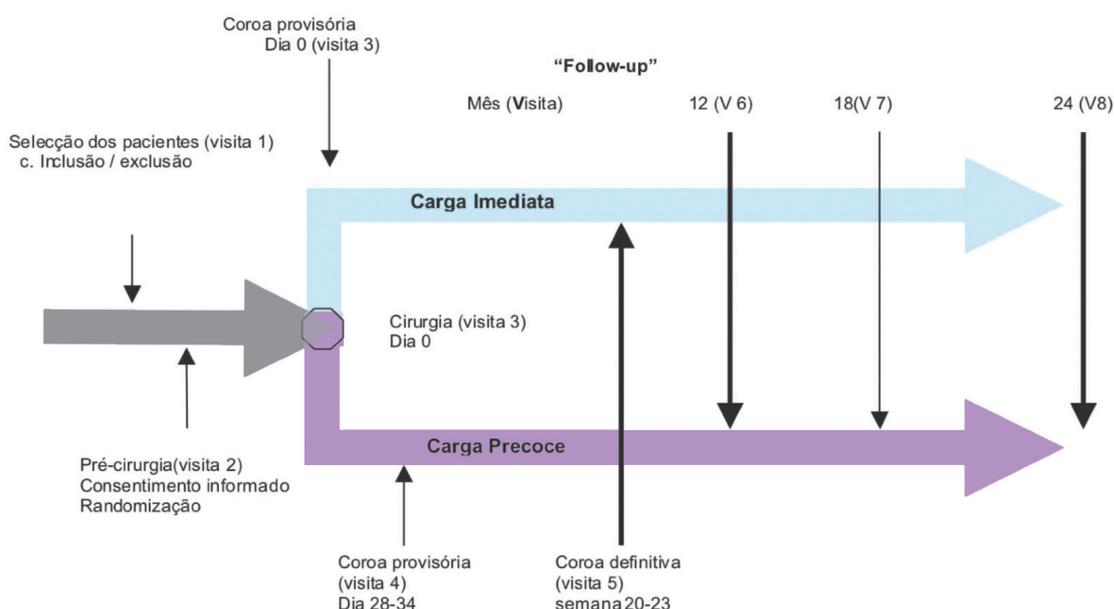


Figura 3.2 - Plano do estudo

### 3.2.6. Caracterização e distribuição dos Implantes

Instalaram-se 64 implantes Straumann® Standard (Instituto Straumann AG, Suíça), de 4.1mm de diâmetro com plataforma regular e de 4.8mm com plataforma larga e com 3 comprimentos: 8, 10 e 12 mm. A sua distribuição por maxila e mandíbula encontra-se representada na tabela 3.3. Estes implantes são cilíndricos, rosqueados maciços e feitos em titânio grau IV (ISO 5832-2), com a nova superfície bioactiva SLActive®. Todos os implantes foram colocados com o protocolo de um tempo cirúrgico e de acordo com as indicações do fabricante.

	Maxila	Mandíbula	Total
4,1 x 8 mm	1	2	3
4,1 x 10 mm	7	12	19
4,1 x 12 mm	14	4	18
4,8 x 8 mm	2	0	2
4,8 x 10 mm	3	10	13
4,8 x 12 mm	1	8	9
Total	28	36	64

Tabela 3.3- Distribuição dos implantes por maxila e mandíbula.

### 3.2.7. Procedimentos operatórios

#### 3.2.7.1. Procedimento laboratorial pré-cirúrgico

Foram obtidos modelos de estudo de todos os pacientes. Seguidamente foram montados num articulador para a realização de um enceramento de diagnóstico, o que possibilitou a realização de guias cirúrgicas em resina acrílica autopolimerizável transparente (Orthocryl®, Dentaurem, Alemanha) e de coroas provisórias também em resina acrílica autopolimerizável (Sr Ivolen®, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein). As coroas foram posteriormente ajustadas sobre réplicas de implantes 4,1 ou 4,8 mm de plataforma larga com pilar de acordo com o planeamento protético, para diminuir o tempo gasto com o protocolo de carga imediata (fig. 3.3).



Figura 3.3 – Enceramento (a), guia cirúrgica (b) coroas provisórias(c)

#### 3.2.7.2. Procedimento cirúrgico

O procedimento cirúrgico foi executado numa sala com as condições de assepsia necessárias para a cirurgia implantar com campos operatórios, vestuários e instrumental esterilizados (figura 3.4).



Figura 3.4 – Campo operatório e vestuário usados na cirurgia (a) e, o centro onde as cirurgias foram realizadas (b)

Os pacientes bochecharam com uma solução de clorhexidina a 0,2% durante 1 minuto. Em seguida, efectuou-se a desinfecção da pele perioral e o isolamento do campo operatório. Todas as cirurgias foram realizadas sob anestesia local com lidocaína a 2% (LidoNostrum<sup>®</sup> 2%, Sociedade Nostrum Lda, Portugal) e/ou Mepivacaina sem vasoconstritor (Scandinibsa<sup>®</sup> 3%, Inibsa SA, Espanha) por infiltração no fundo do véstíbulo e por lingual na zona implantar. As cirurgias foram realizadas por três cirurgiões, todos eles com mais de 4 anos de experiência em cirurgia de implantes. Após incisão na crista, de forma a maximizar a quantidade de gengiva queratinizada, foi elevado um retalho mucoperiosteó por vestibular e por lingual do rebordo alveolar, para uma correcta visualização da anatomia alveolar na região implantar. A anatomia da crista alveolar foi classificada e registada na ficha clínica do paciente (Anexo 4) de acordo com a forma das paredes vestibular e lingual (paralelas, convergentes, com retenções e em lâmina de faca), a largura mesio-distal e véstíbulo-lingual (medido em mm), e com a altura disponível para a colocação do implante (medida em milímetros nas radiografias pré-operatórias). Procedeu-se depois à marcação com uma broca esférica na cortical óssea do local escolhido para a colocação do implante através de guia cirúrgica e à preparação do leito implantar seguindo as indicações do fabricante, sob refrigeração permanente com soro fisiológico estéril e a baixa rotação: 800 rpm para todas as brocas excepto para a broca final de passo de rosca que foi utilizada a 15 rpm. Os implantes foram colocados utilizando um contra-ângulo com micromotor eléctrico com controle de torque e de velocidade (regulado a 35 N x cm e a 15 rpm). Quando o torque não era suficiente para a inserção do implante até ao final do leito implantar, foi usada uma chave com controle de torque. O transportador já se encontrava unido ao implante dentro da embalagem hermeticamente fechada - “blister” - e submerso na solução de NaCl, permitindo o encaixe da cabeça do contra-ângulo ao implante e transporte até à região implantar (figura 3.5), num período mínimo de 15 minutos. Este período de tempo é indicado pelo fabricante para evitar um contacto prolongado da superfície SLActive<sup>®</sup> com o ar.



Figura 3.5 - Implante submerso numa solução NaCl (a), “blister” com um implante Straumann<sup>®</sup> SLActive (b) e, transportador com anel de fixação ainda unido ao implante (c).

A qualidade óssea foi avaliada nas radiografias pré-operatórias e durante a cirurgia e classificada de acordo com Lekholm e Zarb em tipo I, II, III e IV e registadas na ficha do paciente (anexo 4).

A estabilidade primária foi alcançada para todos os implantes e, esta foi verificada manualmente e medida com o aparelho de análise de frequências de ressonância Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics AB, Suécia), e registada na ficha do paciente. Todas as cirurgias seguiram o protocolo cirúrgico num tempo para a colocação de implantes Straumann® (Buser *et al*, 2000). Não houve alterações ao protocolo cirúrgico, a não ser nos dois casos de osso tipo IV em que não foram efectuados passos de rosca.

Após a instalação dos implantes e dependendo do grupo de carga, procedeu-se à colocação de uma tampa de cicatrização (carga precoce) ou à colocação de um pilar sólido (figura 3.6) e uma coroa provisória em resina acrílica (carga imediata) cimentada, excepto num implante em que foi aparafusada. Finalmente, foi efectuada a sutura com fio de seda 3/0 de modo a aproximar os bordos da ferida operatória do ombro do implante. Os registos da posição implantar, número de lote e código, diâmetro e comprimento do implante utilizado, anatomia da crista alveolar, tipo de osso, estabilidade primária, e incidentes adversos estão apresentadas na tabela 3.4 (anexo 5) e foram anotados na ficha clínica da cirurgia fornecida pela empresa Straumann (anexo 4).

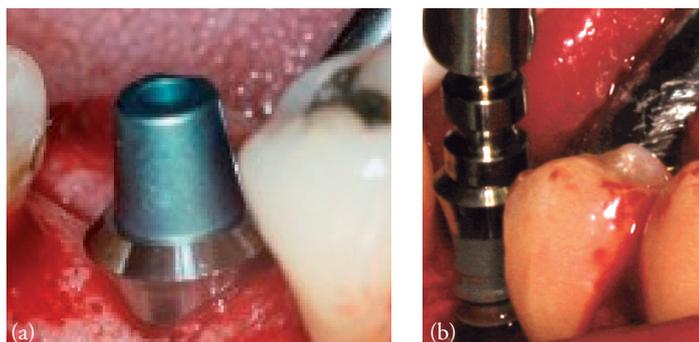


Figura 3.6 – Um implante Straumann® SLActive colocado na região 46 com um pilar protético, de 5 mm, observa-se como o ombro do implante está quase ao nível da cortical em mesial (a) e, a colocação do implante com transportador (b).

### 3.2.7.3. Procedimentos pós-cirúrgicos e medicação

Todos os pacientes receberam informação por escrito relativamente à medicação pós-operatória e aos cuidados de higiene e hábitos alimentares. Logo após a cirurgia foi efectuada a aplicação de um saco de gelo sobre a face na zona correspondente ao quadrante da cirurgia. Deu-se indicação ao paciente para manter o gelo alternado com períodos de repouso. A alimentação também devia ser mole e fria, evitando comer para o lado onde foi efectuada a cirurgia no primeiro dia. Após o primeiro dia, a alimentação retoma ao habitual evitando comer alimentos duros. A medicação antibiótica e anti-inflamatória prescrita foi a associação amoxiciclina a 875 mg com ácido clavulânico a 125 mg e o ibuprofeno 600mg respectivamente, ambos de 12 em 12 horas. Em alternativa, para pacientes com história de intolerância à associação ou alergias usou-se a claritromicina 500 mg e o paracetamol 1000 mg.

Foi prescrito também o uso de clorhexidina a 0,12 % em solução e em gel para aplicação tópica sobre a ferida operatória nos dias seguintes e até à consulta de controle e remoção dos pontos de sutura efectuada entre o 8º e o 10º dia pós-operatório. Foi também recomendada uma escova de cerdas macias para a higienização pós-operatória da área envolvida. As consultas seguintes aos 15, 21 e 28 dias foram marcadas de acordo com as disponibilidades individuais de cada paciente, sendo que a consulta entre o 28º e o 34º dia era obrigatória para o grupo de pacientes que iriam efectuar carga precoce com a colocação de coroas provisórias. Em todas as consultas foi efectuado um reforço da higienização, se necessário realizada pelo médico e um controle da oclusão (nos pacientes de carga imediata) e da mobilidade dos implantes.

#### 3.2.7.4. Procedimento protético de colocação das coroas provisórias

Todos os pacientes colocaram coroas provisórias cimentadas, excepto o paciente 05-30 MNP, com um implante na região 37 onde foi colocado uma coroa provisória aparafusada, pela falta de espaço entre arcadas e o risco de perda de retenção para uma coroa cimentada.

Assim, quer no grupo de carga imediata no dia da cirurgia, quer no grupo de carga precoce entre os 28-34 dias foram colocados pilares sólidos Standard de 4 ou 5 mm de altura. Quando necessário, podiam ser preparados em altura de modo a existir pelo menos 1,5 mm de espaço entre estes e a coroa dos dentes oponentes. Após a selecção e preparação dos pilares, estes foram aparafusados aos implantes com a chave de torque manual a 15 N x cm. Procedeu-se depois ao alívio interno da coroa provisória para esta poder encaixar sobre o pilar sem causar prematuridades na oclusão com o dente oponente e haver só um ponto de contacto muito leve em posição de intercuspidação máxima (PIM). Este ponto foi marcado com papel de articulação de 12 µm de espessura (Hanel®, Colténe/Whaledent, Alemanha), não ocorrendo em lateralidades e na protrusão (figura 3.7a e b). As coroas provisórias foram depois rebasadas directamente sobre os pilares com uma resina acrílica autopolimerizável (TAB-2000®, Kerr, Itália). Foram depois removidas já na fase plástica da polimerização e colocadas em banho-maria a 40º C para a polimerização final bem como para a eliminação de monómero residual. Posteriormente, o acabamento efectuou-se com uma broca cilíndrica montada numa peça de mão e com discos Sof-Lex™ (3M/ESPE Dental Products, EUA) montados em contra-ângulo. Após novo encaixe sobre os pilares, verificou-se novamente os pontos de contacto inter-proximais, o ajuste ao bisel do ombro do implante e a oclusão. As coroas foram finalmente cimentadas com um cimento provisório sem eugenol Temp-Bond® NE (Kerr, Itália). Foi tido muito cuidado para evitar excessos de cimento, por isso a cimentação das coroas provisórias no grupo de carga imediata foi efectuada antes da sutura final, evitando assim, que ficasse cimento inadvertidamente sob o retalho mucoperiósteo.

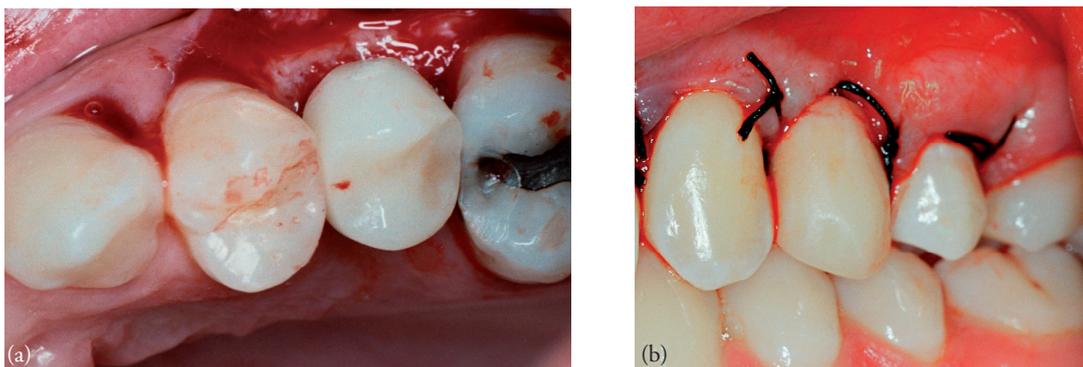


Figura 3.7 – Coroa provisória colocada sobre um implante, vista oclusal (a) e vestibular da coroa provisória em oclusão(b). Note-se o alívio entre esta e o dente antagonista para evitar qualquer contacto em lateralidade.

### 3.2.7.5. Procedimento protético de colocação das coroas definitivas

Todos os pacientes na situação inicial de desdentação unitária foram reabilitados com coroas metalocerâmicas cimentadas sobre pilares sólidos, com excepção dos pacientes: 05-30 MNP cuja coroa metalocerâmica foi aparafusada sobre um pilar synOcta (Instituto Straumann AG, Suíça), 05-01 AMR cuja coroa foi uma coroa cerâmica em alumina (Procera®, Nobel Biocare, Suécia). Pacientes com implantes contíguos foram reabilitados com coroas férulizadas metalocerâmicas, que tanto podiam ser aparafusadas sobre pilares synOcta, como cimentadas sobre pilares sólidos como podemos observar na tabela 3.5 (anexo 5), com excepção do paciente 05-29 MMM com uma ponte de 3 elementos e um pôntico em extensão anterior.

As impressões foram efectuadas directamente ao ombro dos implantes com um silicone de adição (Aquasil® Ultra, Dentsply/DeTrey, Alemanha) de consistência fluida sobre coifas de impressão com cilindros posicionadores da Straumann (Instituto Straumann AG, Suíça) e de consistência viscosa tipo “Heavy-body ou Putty” numa moldeira universal (figura 3.8). Deste modo, foi transferida com precisão a posição dos implantes para o modelo de trabalho em gesso tipo IV SupraStone® (Kerr, Itália) ou GC FugiRock® (GC Europa, Bélgica) com os análogos dos implantes.

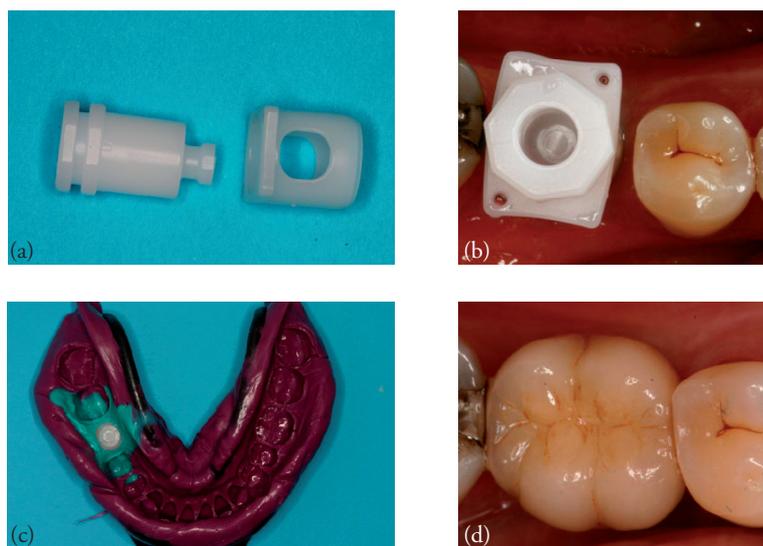


Figura 3.8 – Cilindro posicionador e coifa de impressão (a), colocados sobre o implante (b) e na impressão em silicone (c). Vista oclusal da coroa definitiva cimentada(d).

Após a selecção dos pilares definitivos, todo o trabalho laboratorial foi realizado numa liga de Cr-Co Remanium® star (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), por um processo de fundição a 1370°C e revestido a cerâmica feldspática Ivoclar InLine® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichens-stein), com estratificação por camadas com uma média de 3 queimas a 910 °C por elemento.

Após o fabrico laboratorial das coroas, procedeu-se para ambos os grupos de carga, entre as 20-23 semanas, ao aparafusamento dos pilares definitivos (maciços ou synOctas) com um torque de 35 N x cm e à colocação das coroas definitivas. Todos os ajustes oclusais foram realizados com brocas diamantadas sob refrigeração constante e posteriormente polidas com borrachas próprias. Os pontos de contacto e os contactos oclusais foram ajustados com um papel de articulação de 12 µm de espessura (Hanel®, Colténe/Whaledent, Alemanha), procurando-se contactos funcionais em PIM e se necessário em lateralidades. Procurou-se que os pontos de contactos cúspide-fossa se localizassem em mesial e distal de cada coroa, mas com um diâmetro e uma intensidade (marcado pelo papel ) inferior ao do dente natural adjacente.

Em seguida, as coroas colocadas sobre os pilares synOcta® foram aparafusadas a 15N x cm, e as coroas colocadas sobre os pilares maciços foram cimentadas com um cimento de ionómero de vidro Gc Fugii I® (GC Corporation, Japão). As consultas seguintes foram marcadas de acordo com as necessidades individuais de cada paciente, sendo que a consulta dos 12 meses era obrigatória para o controle clínico e radiográfico da estabilidade do implante e da higienização.

### 3.2.8. Avaliação clínica e radiográfica

As consultas de controle envolveram sempre uma avaliação clínica da estabilidade dos implantes, através da análise directa ou indirecta da mobilidade implantar. A análise directa foi efectuada

ada aplicando pressão digital de cada lado do implante ou da coroa unitária. Se houvesse sinais de mobilidade, o implante seria removido e registado como um implante perdido. A análise indirecta foi efectuada através da clínica e dos sinais de dor ou infecção recorrente indicativa de mobilidade, da análise da frequência de ressonância com o Osstell™ Mentor e da avaliação radiográfica para ver se havia alguma radiotransparência peri-implantar ou perda óssea marginal anormal.

Para além destes parâmetros também foi avaliado o estado da mucosa peri-implantar, através da determinação de índices de hemorragia e de placa bacteriana, de acordo com os critérios definidos por Mombelli *et al.* (1994):

Índice de placa (IP)

0- placa não detectada

1- placa detectada aquando da passagem da sonda na superfície polida do implante

2- placa detectada a olho nu

3- placa e matéria alba abundantes

Índice de hemorragia (IH)

0- ausência de hemorragia à passagem da sonda ao longo da gengiva marginal

1- pontos isolados de hemorragia

2- hemorragia em linha em torno do colo do implante

3- hemorragia profusa e abundante

A oclusão e o estado geral de saúde oral também foram controlados nestas consultas. Registou-se igualmente na ficha clínica alguma alteração ou eventual necessidade de efectuar uma restauração num dente natural adjacente ou oponente ao implante.

Realizaram-se também fotografias oclusais e/ou vestibulares em todas as consultas.

### 3.2.8.1. Análise de frequência de ressonância

A análise de frequência de ressonância através do sistema Osstell™ Mentor foi efectuada no dia da cirurgia e entre as 20-23 semanas pós-cirúrgicas em ambos os grupos de carga e entre os 28-34 dias pós-cirúrgicos no grupo de carga precoce. A medição do valor de frequência de ressonância em unidades ISQ – “Implant Stability Quotient” foi efectuada para cada implante na respectiva consulta de controle, por 2 vezes, na direcção véstíbulo-lingual e mesio-distal. Se o valor obtido fosse diferente das duas vezes, o valor médio era registado na ficha clínica. A medição do valor ISQ foi efectuada com o sensor apontado sensivelmente a 90° para o “smartpeg”(figura 3.9), previamente enroscado manualmente a 4-5 N x cm com a chave fornecida para o efeito. Um sinal sonoro avisava sempre que a leitura tinha sido efectuada, esse valor era registado, apagado e a operação repetida.

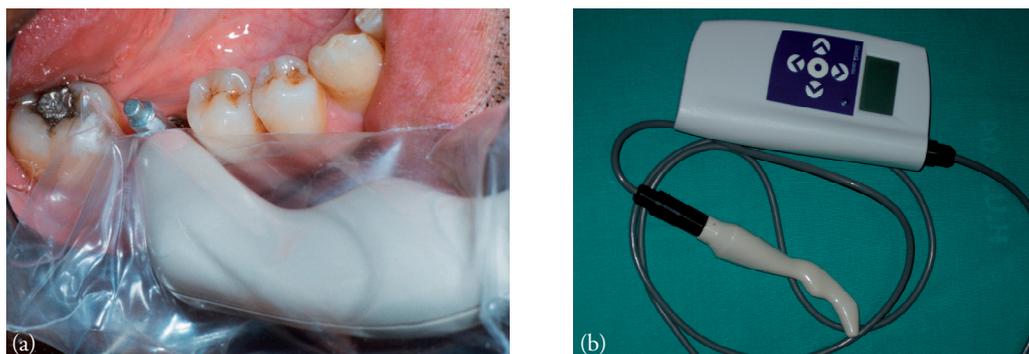


Figura 3.9 – Medição da estabilidade do implante (a), com sistema Osstell™ Mentor (b).

### 3.2.8.2 Avaliação radiográfica

A avaliação radiográfica do nível ósseo marginal foi efectuada no dia da cirurgia entre as 20-23 semanas pós-cirúrgicas, aos 12 e 24 meses pós-cirúrgicos. As imagens radiográficas digitais foram obtidas pela técnica do paralelismo com um cone longo, utilizando um dos dois aparelhos de radiografias intra-orais existente no Departamento: Oralix 65S (Gendex Dental Systems, Itália), ou Heliodont EC, (Siemens, Alemanha) com uma potência de 65 Kv a 7,5 mA e 60 Kv a 7 mA respectivamente com +/- 0,80 segundos de exposição ao Raio-X. As imagens foram geradas num computador PC, através do sistema de captação de imagem VisualiX® (Gendex Dental Systems, EUA), e do programa de análise de imagens digitais VixWin™ (Gendex Dental Systems, EUA). As imagens foram captadas em formato DICOM (**D**igital **I**maging and **C**OMmunications in **M**edicine), mas foram depois armazenadas em formato comprimido JPEG (Joint Photographic Experts Group) com tamanho médio de 1368 x 912 pixels.

As imagens radiográficas foram realizadas com um posicionador Hawe-Neos® (Hawe-Neos Dental, Gentilino, Suíça) modificado com bloco de mordida em silicone (Aquasil Ultra Soft putty, Dentsply/DeTrey, Alemanha) conforme descrito por Cune *et al.* (1996) e utilizado por outros autores (van Kampen *et al.* 2005), com o objectivo de standardizar o mais possível as imagens radiográficas entre a cirurgia e as consultas de controle. Na figura 3.10 estão representados a colocação do posicionador para a situação mandibular (a) e maxilar (b). Sobre a haste de paralelismo do posicionador foi colocada uma marca relativamente à distância da ponta do cone ao sensor intra-oral.



Figura 3.10 – Posicionador para a situação mandibular (a) e maxilar (b). marcação colocada na haste do posicionador, mantendo a distância da ponta do cone ao sensor intra-oral.

As imagens radiográficas obtidas não tinham de incluir a região apical do implante (o que era impossível na maioria das situações utilizando este tipo de sensor), mas tinham de ter pelo menos duas espiras bem visíveis em mesial e distal do implante. Caso contrário eram repetidas. Estes eram os requisitos básicos propostos pelo centro de avaliação das imagens radiográficas na Universidade de Berna. As imagens neste centro foram avaliadas por um único investigador utilizando o programa de Software Image J (U.S. National Institutes of Health, EUA). Mediram-se vários parâmetros, sendo aquele que mais nos interessava a distância em mesial e distal do ombro do implante ao primeiro contacto com crista óssea (figura 3.11).

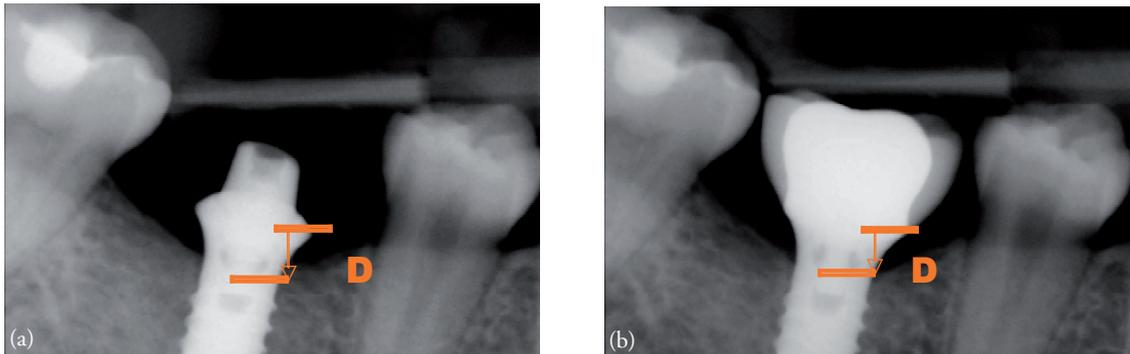


Figura 3.11 – Imagem radiográfica no dia da cirurgia(a) e no dia da colocação da coroa definitiva(b). Medição da distância (D) em mesial do ombro do implante ao primeiro contacto com a cortical óssea.

A distância real foi obtida pelo cálculo de um coeficiente de ampliação para cada imagem radiográfica, uma vez que a distância entre cada espira do implante é conhecida. A partir destes valores foi obtido o valor médio (entre a medição em mesial e distal) do nível ósseo marginal do implante, quando não era possível determinar este valor em mesial ou distal (por exemplo quando o nível ósseo oferecia dúvidas) era considerado só um valor, o mesial ou o distal, de acordo com o método descrito por Wyatt e Zarb (2002). A variação do nível ósseo marginal na consulta das 20-23 semanas e dos 12 e 24 meses foi calculada subtraindo ao valor médio, obtido nestas consultas, o valor médio obtido no dia da cirurgia.

### 3.2.9. Critérios de Sobrevivência e de Sucesso

Um implante sobrevivente é um implante que permanece na região implantar na consulta de controle. Por outro lado, um implante é considerado com sucesso quando na consulta de controle cumpre os seguintes requisitos:

1. ausência de mobilidade clínica.
2. inexistência de imagens de radiotransparência peri-implantar contínua.
3. ausência de infecção recorrente.
4. ausência de dor contínua ou recorrente.
5. não ocorreu falência implantar (falha mecânica estrutural).
6. não existiu uma perda do nível ósseo superior a 2mm entre duas consultas até aos 24 meses de “follow-up”.

Um implante não sobrevivente é também considerado um implante com insucesso, a não ser que tenha sido perdido por razões relacionadas com alterações do estado de saúde geral ou dos hábitos de vida do paciente, que o colocaria dentro dos critérios de exclusão.

Os critérios de sucesso apresentados são uma forma modificada dos critérios de Albrektsson *et al.* (1986b).

### 3.2.10. *Eventos adversos*

Considera-se um evento adverso quando a sua ocorrência pode comprometer a saúde do paciente ou o sucesso do implante. São geralmente de dois tipos, aqueles associados e aqueles não associados ao tratamento. Estes últimos incluem a morte ou debilitação do paciente por doença ou traumatismo grave. Qualquer situação que envolvesse mais de um dia de internamento hospitalar seria registada e comunicada ao centro de controle do estudo clínico (Instituto Straumann). Se o implante não fosse afectado e continuasse a preencher os critérios de sucesso, continuaria a ser considerado no estudo. Se o evento afectasse o implante, seria retirado do estudo (mesmo que sobrevivesse) e não seria considerado como insucesso implantar.

A natureza e a frequência das complicações foram registadas numa folha de eventos adversos na ficha clínica do paciente com o respectivo código (anexo 4). O código e respectiva complicação estão apresentados no anexo 6. Caso ocorresse outra complicação que não estivesse na tabela também seria registada.

### 3.2.11. *Análise estatística*

A análise estatística foi realizada pelo programa de base de dados SPSS® -Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). A descrição das variáveis foram apresentadas com o número de elementos da amostra, cujo total é N e com a percentagem do total da amostra (% do total). A média e o desvio padrão foram calculados para cada grupo de carga. Para calcular a variação no nível ósseo marginal entre o dia da cirurgia e a consulta da 20<sup>a</sup> à 23<sup>a</sup> semana, dos 12 meses e dos 24 meses foi utilizada a média do valor obtido em mesial e distal para cada implante. Para calcular a variação do valor de frequência de ressonância, entre o dia da cirurgia e a consulta da 20<sup>a</sup> à 23<sup>a</sup> semana, foi utilizado o valor obtido pela diferença entre o valor de ISQ3 e ISQ1 para cada implante. A independência entre as variáveis qualitativas e o grupo de carga foi verificada com o teste do Qui-quadrado, para determinar se a distribuição das várias categorias das variáveis por cada grupo de carga eram diferentes. Para verificar a normalidade da variáveis quantitativas foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. A análise estatística foi realizada pelo teste t de Student e one-way Anova quando as variáveis eram normais e as categorias a comparar eram apenas duas ou mais de duas, respectivamente. Quando as variáveis não eram normais, a análise estatística foi realizada pelo teste Mann-Whitney ou pelo Kruskal-Wallis, se as categorias a comparar eram apenas duas ou mais de duas. O coeficiente de Pearson foi utilizado para avaliar a correlação entre variáveis contínuas.

As hipóteses nulas (H0) de que não haveria diferença entre os protocolos de carga foram testadas para as várias variáveis e seria rejeitada para um valor de  $p < 0,05$ .

### 3.3. Resultados

#### 3.3.1. Distribuição dos pacientes pelos dois grupos de carga

A distribuição dos pacientes segundo a idade e o sexo foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar nas tabelas 3.6 e 3.7, respectivamente. A observação do gráfico 3.1 permite avaliar que a maioria dos pacientes estavam no grupo etário dos 31 aos 40 anos, seguido do grupo dos 41 aos 50 anos. Os restantes grupos apresentaram menos de dez pacientes. No entanto a distribuição dos pacientes dentro de cada grupo foi equilibrada, excepto nos dois últimos grupos, entre os 61 e os 70 anos, em que houve apenas um paciente que se encontrava no grupo de carga precoce, e o grupo acima dos 70 anos que tinha igualmente apenas um paciente no grupo de carga imediata.

Idade (anos)	Carga		Total	p
	Imediata	Precoce		
<21	1	1	2	0,785
21-30	3	4	7	
31-40	6	6	12	
41-50	6	4	10	
51-60	6	3	9	
61-70	0	1	1	
>70	1	0	1	
Total	23	19	42	

Tabela 3.6 - Distribuição dos pacientes segundo o grupo etário pelo dois grupos de carga.

Abreviaturas: p = probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

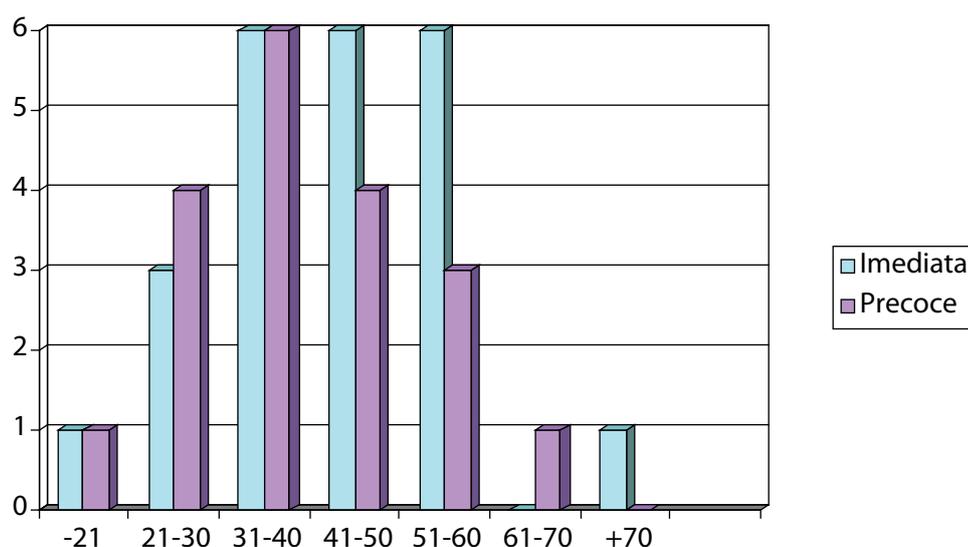


Gráfico 3.1 - Distribuição dos pacientes segundo o grupo etário pelo dois grupos de carga.

Sexo		Carga		Total N (% do total)	P
		Imediata	Precoce		
Masculino	N	12	6	18(42,9)	0,179
Feminino	N	11	13	24(57,1)	
Total	N	23	19	42	
	% do Total	54,8	45,2	( 100)	

Tabela 3.7 - Distribuição dos pacientes segundo o sexo pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

### 3.3.2. Distribuição dos implantes pelos dois grupos de carga

#### 3.3.2.1 Distribuição dos implantes por maxilar, por quadrante e na região pré-molar ou molar

Esta distribuição foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar nas tabelas 3.8, 3.9, 3.10 e 3.11. A distribuição dos implantes, segundo a sua localização na maxila ou mandíbula e nos quatro quadrantes, revelou uma distribuição muito equilibrada pelos grupos de carga. Com 43,8 % dos implantes colocados na maxila (21,9% em cada um dos grupos de carga) contra 56,3% dos implantes colocados na mandíbula (29,7% dos implantes colocados no grupo de carga imediata e 26,6% no de carga precoce). O quadrante que recebeu mais implantes foi o 3º quadrante com cerca de um terço dos implantes colocados (34,4%). Quanto à distribuição dos implantes nos pré-molares e nos molares, foi igualmente equilibrada nos dois grupos de carga, mas foram colocados menos implantes na região pré-molar do que na molar, com 21 e 43 (uma diferença com mais de 100%) respectivamente. A observação do gráfico 3.2 permite avaliar que a maioria dos implantes foram colocados na região 36 seguido da região 46 com 17 e 12 implantes colocados respectivamente.

Localização		Carga		Total	p
		Imediata	Precoce		
Maxila	N(% do Total)	14(21,9)	14(21,9)	28(43,8)	0,825
Mandíbula	N(% do Total)	19(29,7)	17(26,6)	36(56,3)	
Total	N(% do Total)	33(51,6)	31(48,4)	64(100)	

Tabela 3.8 - Distribuição dos implantes segundo a maxila e a mandíbula pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

	Quadrante				Total	p
	1	2	3	4		
Carga Imediata N	5(7,8)	9(14,1)	10(15,6)	9(14,1)	33(51,6)	0,605
Carga Precoce N	7(10,9)	7(10,9)	12(18,8)	5(7,8)	31(48,4)	
N (% do Total)	12(18,7)	16(25)	22(34,4)	14(21,9)	64(100)	

Tabela 3.9 - Distribuição dos implantes segundo o quadrante pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p- probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

Pré-molares	Carga		Total	p
	Imediata	Precoce	N(% do Total)	
14	2	1	3(14,3)	0,839
15	2	2	4(19,0)	
24	3	3	6(28,6)	
25	4	3	7(33,3)	
45	0	1	1(4,8)	
Total N(% do total)	11(52,4)	10(47,6)	21(100)	

Tabela 3.10- Distribuição dos implantes segundo a região pré-molar pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

Molares	Carga		Total	p
	Imediata	Precoce	N(% do Total)	
16	1	4	5(11,6)	0,272
26	2	1	3(7,0)	
36	8	9	17(39,5)	
37	2	3	5(11,6)	
46	9	3	12(27,9)	
47	0	1	1(2,3)	
Total N (% do total)	22(51,2)	21(48,8)	43(100)	

Tabela 3.11- Distribuição dos implantes segundo a região molar pelos dois grupos de carga .

Abreviaturas: N- número de implantes, p- probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

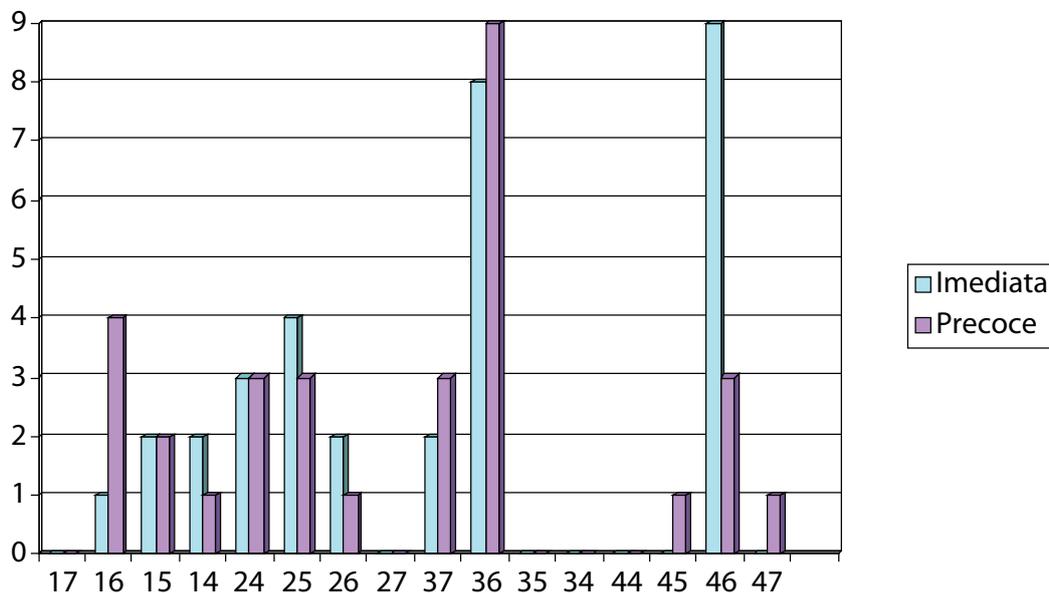


Gráfico 3.2 - Distribuição dos implantes segundo a região pré-molar ou molar.

### 3.3.2.2. Distribuição dos implantes segundo o comprimento e o diâmetro

A distribuição dos implantes segundo o comprimento e o diâmetro foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar nas tabelas 3.12 e 3.13, respectivamente. A

distribuição dos implantes segundo o comprimento revelou uma distribuição pouco equilibrada, com a maioria dos implantes de 12 mm a serem colocados no grupo de carga imediata e os implantes de 10 mm a serem colocados no grupo de carga precoce, apesar de não ser significativa a diferença na distribuição destes implantes pelos dois grupos de carga, está muito próximo de o ser ( $p = 0,076$ ). Relativamente à distribuição dos implantes segundo o diâmetro esta revelou-se mais equilibrada. Quando considerada a distribuição, segundo o diâmetro e o comprimento em conjunto, vimos pelo gráfico 3.3 e pela tabela 3.14 que a maioria dos implantes colocados foram de 4,1 x 10 mm seguidos dos 4,1 x 12 mm com 19 e 18 implantes colocados respectivamente.

Comprimento	Carga		Total	P
	Imediata	Precoce	N(%do Total)	
8	3	2	5(7,8)	0,076
10	12	20	32(50)	
12	18	9	27(42,2)	
Total	33	31	64(100)	

Tabela 3.12 - Distribuição dos implantes segundo o comprimento pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

Diâmetro	Carga		Total	P
	Imediata	Precoce	N(%do Total)	
4,1	22	18	40(62,5)	0,477
4,8	11	13	24(37,5)	
Total	33	31	64(100)	

Tabela 3.13 - Distribuição dos implantes segundo o diâmetro pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

Carga	Diâmetro x Comprimento						Total
	4,1x8	4,1x10	4,1x12	4,8x8	4,8x10	4,8x12	
Imediata	2	7	13	1	5	5	33
Precoce	1	12	5	1	8	4	31
Total	3	19	18	2	13	9	64

Tabela 3.14 - Distribuição dos implantes segundo o comprimento e o diâmetro em conjunto pelos dois grupos de carga.

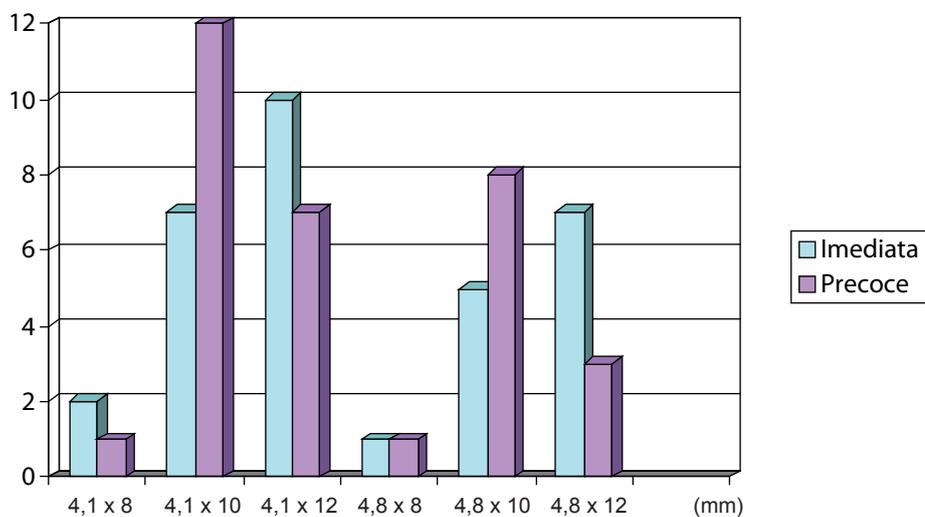


Gráfico 3.3 - Distribuição dos implantes segundo o diâmetro e o comprimento.

## 3.3.2.3. Distribuição dos implantes segundo o tipo de osso

A distribuição dos implantes segundo o tipo de osso foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar na tabela 3.15. A distribuição dos implantes, segundo o tipo de osso, revelou ser no entanto pouco equilibrada, com mais implantes colocados em carga precoce no osso tipo II do que em carga imediata. A diferença foi de 14 para 7 implantes, respectivamente (uma diferença de 100%), contrariamente ao osso tipo I, onde nas duas únicas situações onde ocorreu este tipo de osso, foram colocados em carga imediata. No entanto, estas diferenças na distribuição dos implantes dentro dos dois grupos de carga não foram significativas.

	Tipo de Osso				Total	p
	I	II	III	IV		
Carga Imediata N	2	7	23	1	33	1,37
Carga Precoce N	0	14	16	1	31	
N (% do Total)	2(3,1)	21(32,8)	39(60,9)	2(3,1)	64(100)	

Tabela 3.15- Distribuição dos implantes segundo o tipo de osso pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p- probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

## 3.3.2.4. Distribuição dos implantes segundo o grupo de cirurgia

A distribuição dos implantes, segundo o grupo de cirurgia, foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar na tabela 3.16. A distribuição dos implantes segundo o grupo de cirurgia revelou ser, no entanto, pouco equilibrada para o grupo C, onde foram efectuadas seis com carga imediata contra 3 com carga precoce. Contudo estas diferenças na distribuição dos implantes dentro dos dois grupos de carga não foram significativas.

Grupo	Carga		Total N (% do total)	p
	Imediata	Precoce		
A	14	12	26(40,6)	0,496
B	13	16	29(45,3)	
C	6	3	9(14,1)	
Total N (% do Total)	33(51,6)	31(48,4)	64(100)	

Tabela 3.16- Distribuição dos implantes segundo o grupo A, B e C de cirurgia pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

## 3.3.2.5. Distribuição dos implantes segundo o cirurgião

A distribuição dos implantes, segundo o cirurgião, foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar na tabela 3.17. A distribuição dos implantes, segundo o cirurgião, revelou apesar de tudo, ser pouco equilibrada para o cirurgião A, que realizou mais cirurgias com

carga imediata (15) do que precoce (7). No entanto estas diferenças na distribuição dos implantes dentro dos dois grupos de carga não foram significativas.

Cirurgião	Carga		Total N (% do Total)	P
	Imediata	Precoce		
A	15	7	22(34,4)	0,120
B	10	16	26(40,6)	
C	8	8	16(25)	
Total N (% do Total)	31(48,4)	33(51,6)	64(100)	

Tabela 3.17 - Distribuição dos implantes segundo o cirurgião pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

### 3.3.2.6. Distribuição dos implantes segundo o índice de placa e de hemorragia

Todos os implantes apresentaram variações no índice de placa entre 0 (sem placa) e 2 (com placa detectada a olho nu). Não houve implantes com índices de 3 (placa abundante). Quanto ao índice de hemorragia houve variações entre 0 (ausência de hemorragia) e 1 (pontos isolados de hemorragia). A distribuição dos implantes segundo os índices de placa e de hemorragia, foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar nas tabelas 3.18 e 3.19. Só 3 pacientes no estudo tiveram um índice de placa de 2 que consideramos ser mau, um no grupo de carga imediata e dois no grupo de carga precoce.

Índice de Placa		Carga		Total	p
		Imediata	Precoce		
0 (muito bom)	N(% do Total)	18(29)	18(29)	36(58,1)	0,791
1 (razoável)	N(% do Total)	13(21)	10(16,1)	23(37,1)	
2 (mau)	N(% do Total)	2(3,2)	1(1,6)	3(4,8)	
Total	N(% do Total)	33(53,2)	29(46,8)	62(100)	

Tabela 3.18 - Distribuição dos índices de placa pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

Índices de hemorragia		Carga		Total	p
		Imediata	Precoce		
0	N(% do Total)	24(38,7)	24(38,7)	48(77,4)	0,346
1	N(% do Total)	9(14,5)	5(8,1)	14(22,6)	
Total	N(% do Total)	33(53,2)	29(46,8)	62(100)	

Tabela 3.19 - Distribuição dos índices de hemorragia pelos dois grupos de carga.

Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado.

### 3.3.2.7 Distribuição dos implantes segundo a reabilitação protética com coroas unitárias ou ferulizadas

A distribuição dos implantes, segundo a reabilitação protética, foi independente do grupo de carga para  $p < 0,05$ , como podemos observar na tabela 3.20. As diferenças na distribuição dos implantes dentro dos dois grupos de carga não foram significativas.

Reabilitação protética	Carga		Total	P
	Imediata	Precoce	N(%do Total)	
Coroas Unitárias	27	23	50(78,1)	0,803
Coroas Ferulizadas	6	6	12(18,8)	
Total	33	29	62(100)	

Tabela 3.20 - Distribuição dos implantes segundo o tipo de reabilitação protética pelos dois grupos de carga  
Abreviaturas: N - número de implantes, p - probabilidade pelo teste do Qui-quadrado

### 3.3.3. Comparação dos valores de frequência de ressonância nos dois grupos de carga

#### 3.3.3.1 Valores de frequência de ressonância

Na tabela 3.21 estão apresentados os valores de frequência de ressonância medidos para cada implante, com o sistema Osstell™ Mentor, no dia da cirurgia (ISQ1) e entre os 28-34 dias pós-cirúrgicas (ISQ2) no grupo de carga precoce e entre as 20-23 semanas pós-cirúrgicas (ISQ 3), em ambos os grupos de carga.

Paciente	Implante	ISQ1	ISQ2	ISQ3	CARGA
05-15 EFF	15	58		80	I
05-17MEL	16	64	78	84	P
05-18FPC	46	46	82	90	P
05-19MMG	25	54	78	80	P
05-20 OMC	46	46		84	I
05-21TGN	36	64		88	I
05-21TGN	37	46		90	I
05-22CCF	36	62	82	88	P
05-23 PJG	25	60		72	I
05-24 MFF	14	62	80	84	P
05-25 MCL	24	82	80	82	P
05-26 MCA	15	74	80	72	P
05-26 MCA	16	78	80	80	P
05-26 MCA	36	70	76	90	P
05-27 ALG	25	82		82	I
05-28MJT	36	52		82	I
05-29MMM	36	46	70	90	P
05-29MMM	37	50	70	86	P
05-30MNP	37	68		72	I
05-31 DEM	14	64		80	I
05-32 JJT	46	84		90	I
05-33 AMS	16	80	78	84	P
05-34 MSM	46	86		84	I
05-35 AAF	24	80	58	78	P
05-35 AAF*	25	78	-	-	P
05-36 JJS	45	80	82	86	P
05-36 JJS	47	88	82	90	P
05-37 APC	25	72	72	78	P
05-38 MGB	36	78		80	I
05-39 APC	16	80	72	86	P

Paciente	Implante	ISQ1	ISQ2	ISQ3	CARGA
05-40 AES	46	68		88	I
05-41 PJR	14	82		82	I
05-42 JRB	36	82	82	86	P
05-43 SMC	25	74		82	I
05-44 MSM	36	88		90	I
05-46 AMS	36	82	76	80	P
05-46 AMS*	37	82	-	-	P
05-48 APG	36	86	74	88	P
05-50 FJR	46	74	70	76	P
05-51 CAL	36	86		88	I
05-51 CAL	46	68		84	I
05-52 MJM	36	80		86	I
05-52 MJM	46	86		86	I
05-53 MFM	26	80		82	I
05-53 MFM	46	82		80	I

Tabela 3.21 - Valores de frequência de ressonância em ISQ para os implantes colocados em cada um dos grupos de carga.   
Abreviaturas: I = carga imediata P = carga precoce.

### 3.3.3.2. Comparação dos valores de frequência de ressonância entre os dois grupos de carga

Na tabela 3.22 estão apresentados o número de implantes, o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e respectivo valor de ISQ medido nos dois grupos de carga e na totalidade dos implantes. O total de implantes medidos com o Ostell™ Mentor foram 43 implantes o que não corresponde ao total de implantes colocados no estudo, por condicionalismos técnicos. Os dois implantes que se perderam também não foram considerados para a comparação entre os grupos de carga, uma vez que os implantes foram perdidos antes de ter sido efectuado a medição de ISQ 2.

A comparação entre a diferença de valores de frequência de ressonância de ISQ 3 e ISQ 1 para os dois grupos de carga estão apresentados na tabela 3.23 e revelaram não serem significativos para  $p < 0,05$ . Nós quisémos testar a hipótese nula ( $H_0$ ): não existe diferença na evolução da estabilidade implantar entre os dois protocolos, ou seja, o valor obtido para ISQ3-ISQ1 para os dois grupos de carga, não seria diferente, o que se veio a confirmar.

ISQ	Total					Carga									
						Imediata					Precoce				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
1	43	46	88	71,49	13,08	22	46	88	71,91	13,31	21	46	88	71,05	13,15
2	21	58	82	76,29	6,01						21	58	82	76,29	6,01
3	43	72	90	83,49	4,99	22	72	90	83,27	4,99	21	72	90	83,71	5,11

Tabela 3.22 - Número de implantes, o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o respectivo valor de ISQ medido nos dois grupos de carga e no total dos implantes.

Abreviaturas: n = número de implantes; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão.

ISQ	Carga										p
	Imediata					Precoce					
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	
1	22	46	88	71,91	13,31	21	46	88	71,05	13,15	0,864
3	22	72	90	83,27	4,99	21	72	90	83,71	5,11	

Tabela 3.23 - Comparação entre a diferença de valores de ISQ 3 – ISQ 1 para os dois grupos de carga.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de Mann-Whitney.

### 3.3.3.3. Comparação dos valores de frequência de ressonância no grupo de carga imediata

A comparação entre os valores de frequência de ressonância de ISQ 1 e ISQ 3 no grupo de carga imediata estão apresentados na tabela 3.24 e revelaram serem significativamente diferentes para  $p < 0,05$ . Quisemos testar a hipótese nula ( $H_0$ ): não existe diferença nos valores de ISQ1 e ISQ 3. Assim, perante estes resultados aceitamos a hipótese  $H_1$ , ou seja, que existem diferenças entre ISQ 1 e ISQ 3 e que a variação nos valores de ISQ mostram um aumento da estabilidade implantar de ISQ 1 para ISQ 3 na maioria dos implantes como podemos observar pelo gráfico 3.4. Excepto para 4 implantes, dois que se mantiveram inalterados (05-41PJR-14 e 05-52MJM-46) e dois que baixaram 2 ISQ (05-34 MSM-46 e 05-53 MFM-46) .

ISQ	Carga Imediata					p
	n	min	max	md	dp	
1	22	46	88	71,91	13,31	,0001
3	22	72	90	83,27	4,99	

Tabela 3.24 - Comparação entre os valores ISQ 1 e ISQ 3 no grupo de carga imediata.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de t de Student.

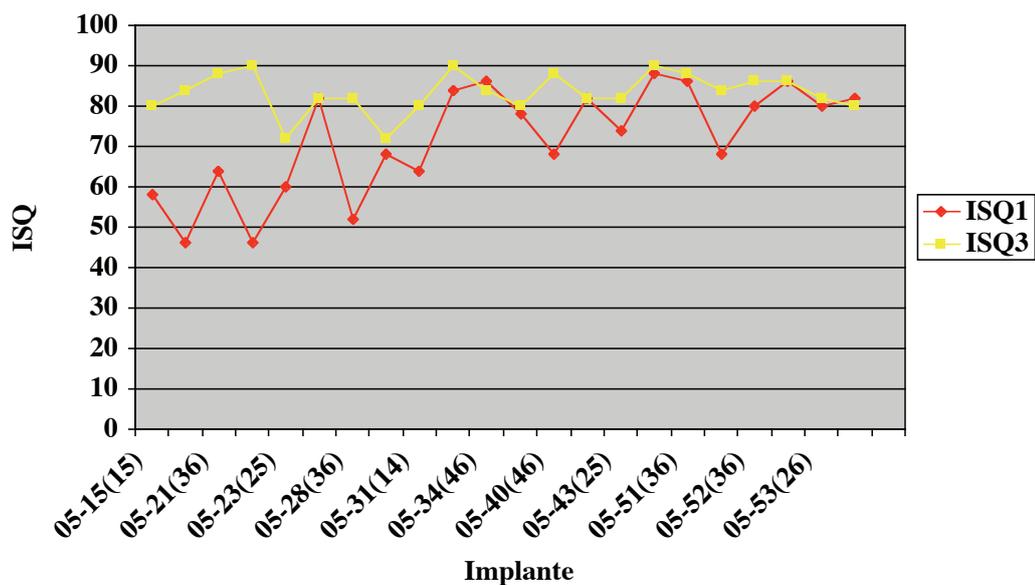


Gráfico 3.4 - Comparação entre os valores ISQ 1 e ISQ 3 no grupo de carga imediata

## 3.3.3.4. Comparação dos valores de frequência de ressonância no grupo de carga precoce

Os resultados da comparação entre os valores de frequência de ressonância de ISQ 2 e ISQ 3 no grupo de carga precoce estão apresentados na tabela 3.25 e revelaram ser significativamente diferentes para  $p < 0,05$ . Assim, perante estes resultados aceitámos a hipótese H1 de que existem diferenças e rejeitámos a H0 (não existe diferença nos valores de ISQ 2 e ISQ 3). A variação nos valores de ISQ mostram um aumento da estabilidade implantar entre ISQ 2 e ISQ 3 para todos os implantes, como podemos observar pelo gráfico 3.5, excepto num (05-26 MCA-15). Esta variação na estabilidade implantar traduz-se num aumento da estabilidade entre ISQ2 (medido na V4), quando se inicia a carga neste grupo, e ISQ 3 (medido na V5) quando é colocado a coroa definitiva.

ISQ	Carga Precoce					P
	n	min	max	md	dp	
2	21	58	82	76,29	6,01	0,001
3	21	72	90	83,71	5,11	

Tabela 3.25 - Comparação entre os valores de ISQ 2 e ISQ 3 no grupo de carga precoce.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de t de Student .

Os resultados da comparação entre os valores de frequência de ressonância de ISQ 1 e ISQ 2 no grupo de carga precoce estão apresentados na tabela 3.26 e revelaram não serem significativamente diferentes para  $p < 0,05$ . Quisemos assim testar a H0: não existe diferença nos valores de ISQ 1 e ISQ 2. Assim, perante estes resultados aceitámos a H0, ou seja, não houve um aumento da estabilidade implantar entre V3 e V4. As variação nos valores de ISQ mostram que os valores de ISQ 2 estiveram próximos ou até acima dos valores de ISQ 1 excepto para quatro implantes (05-35 AAF-24, 05-39 APC-16, 05-46 AMS-36 e 05-48 APG-36) que estiveram muito abaixo de ISQ 1. O facto de não existirem diferenças significativas entre ISQ 1 e ISQ 2 para este grupo de implantes revelou que a perda de estabilidade, normalmente observada neste período, não se verificou para a maioria dos implantes.

ISQ	Carga Precoce					P
	n	min	max	md	dp	
1	21	46	88	71,05	13,15	0,108
2	21	58	82	76,29	5,11	

Tabela 3.26 - Comparação entre os valores de ISQ 1 e ISQ 2 no grupo de carga precoce.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de t de Student.

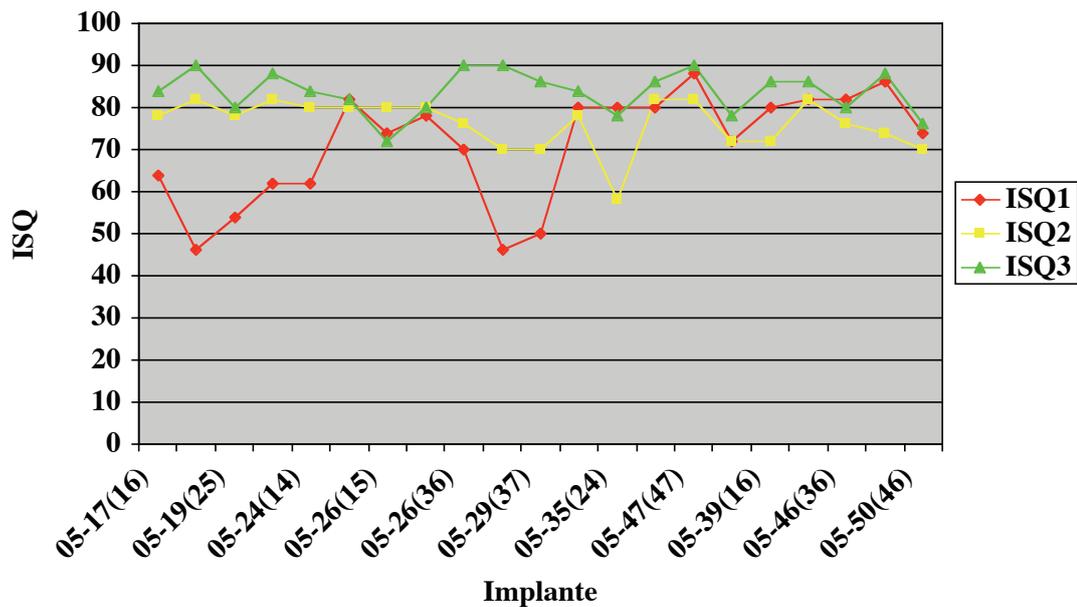


Gráfico 3.5 - Comparação entre os valores de ISQ no grupo de carga precoce

### 3.3.3.5. Comparação dos valores frequência de ressonância entre a maxila e a mandíbula

Os resultados da comparação entre os valores de frequência de ressonância em ISQ para a maxila e a mandíbula estão apresentados na tabela 3.27 e revelaram não haver diferenças significativas para  $p < 0,05$ . Nós quisémos assim testar a  $H_0$ : não existe diferença nos valores de frequência de ressonância entre a maxila e a mandíbula, o que se veio a confirmar.

ISQ	Maxila					Mandíbula					P
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	
1	17	54	82	72,12	9,66	26	46	88	71,08	15,09	0,349
3	17	72	86	80,47	3,84	26	72	90	85,46	4,72	

Tabela 3.27 - Comparação entre a diferença de valores de (ISQ 3 – ISQ 1) para a maxila e para a mandíbula.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de Mann-Whitney.

### 3.3.3.6. Comparação dos valores frequência de ressonância entre os diferentes tipos de osso

Os resultados da comparação entre os valores de frequência de ressonância para os vários tipos de osso estão apresentados na tabela 3.28 e revelaram ser significativamente diferentes para ISQ1, mas não para ISQ3 para  $p < 0,05$ , o que sugeria uma diferença na estabilidade implantar entre os diferentes tipos de osso. Nós quisémos testar a  $H_0$ : não existe diferença nos valores de frequência de ressonância entre os vários tipos de osso. Assim, perante estes resultados, rejeitámos a  $H_0$  para a frequência de ressonância medida em ISQ 1 mas aceitámo-la para ISQ 3, ou seja, só houve diferenças na primeira medição de ISQ no dia da cirurgia (ISQ 1).

T. de osso	ISQ 1					ISQ 3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
I	2	84	86	85	1,41	2	88	90	89	1,41
II	11	62	86	78	7,16	11	72	88	82	5,59
III	28	46	88	70	12,86	28	72	90	83	4,74
IV	2	46	46	46	0	2	84	90	87	4,24
p	0,011					0,199				

Tabela 3.28 - Comparação dos valores de ISQ 1 e ISQ 3 para os diferentes tipos de osso.

**Abreviaturas:** T= Tipo; n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de Kruskal-Wallis .

Quando comparados os valores de frequência de ressonância (ISQ 1), somente entre o osso tipo II e III apresentados na tabela 3.29 verificamos não serem significativamente diferentes para  $p < 0,05$ , ou seja, quando comparámos só o tipo de osso II e III que são a grande maioria dos locais na região posterior (sobretudo neste estudo) verificamos que para uma probabilidade de 95 % não obtivemos resultados significativamente diferentes, observando-se apenas para 80 %.

T. de osso	ISQ 1					P
	n	min	max	md	dp	
II	11	62	86	78	7,16	0,063
III	28	46	88	69,79	12,86	

Tabela 3.29 - Comparação dos valores de ISQ 1 entre o osso tipo II e III.

**Abreviaturas:** T= tipo; n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste de Mann-Whitney.

### 3.3.4 Comparação da variação do nível ósseo nos dois grupos de carga

#### 3.3.4.1 Valores do nível ósseo em mesial e em distal para todos os implantes colocados no estudo até aos 24 meses de “follow-up”

Na tabela 3.30 presente no anexo 5 estão apresentados os valores do nível ósseo (em mm) em mesial e em distal no dia da cirurgia (visita 3), entre as 20 e as 23 semanas (visita 5), aos 12 (visita 6) e 24 (visita 8) meses de “follow-up”. Os valores negativos correspondem ao nível ósseo acima do ombro do implante. Os implantes identificados com (\*) foram os implantes perdidos.

As imagens radiográficas pré-operatórias (ortopantomografias e peri-apicais), bem como todas as radiografias de controle utilizadas para obter os resultados apresentados na tabela 3.30 estão apresentadas no anexo 7.

#### 3.3.4.2. Valores médios de variação no nível ósseo relativamente ao dia da cirurgia

Na Tabela 3.31 estão apresentados os valores médios de variação (ganho ou perda) no nível ósseo, em milímetros, para os implantes colocados em cada um dos grupos de carga. A maioria dos

implantes perderam osso entre o dia da cirurgia e as visitas 5, 6 e 8. Por isso, os implantes onde a perda óssea foi negativa, ou seja, onde houve ganho de osso, aparecem negativos e os restantes positivos.

PACIENTE	IMP.	V5-V3		V6-V3		V8-V3	
		CI	CP	CI	CP	CI	CP
05-01 AMR	15		0,29		0,40		0,68
05-02 ACB	36	0,73		0,72		0,41	
05-03 ICR	24	1,82		2,49		2,7	
05-04 MAG	36		0,61		1,05		1,09
05-04 MAG	37		0,78		1,04		1,07
05-05 EFF	24		1,17		1,44		1,29
05-06 AIL	46		1,32		1,31		0,89
05-07 JCR	15	0,66		0,79		2,36	
05-07 JCR	16	1,62		1,45		3,26	
05-08 MMC	36	1,65		1,59		1,65	
05-09 MEL	26		0,39		0,70		1,49
05-10 MAF	46	0,51		1,43		1,13	
05-11 FPC	24	1,63		0,83		2,00	
05-11 FPC	26	1,45		1,52		2,04	
05-12 CCF	46	1,48		1,15		1,08	
05-13 JOF	24	2,37		2,75		2,25	
05-13 JOF	25	1,50		2,20		1,97	
05-14 MCC	36		1,80		1,34		1,30
05-15 EFF	15	1,16		1,87		1,94	
05-16 OMC	36		0,72		1,17		0,76
05-17 MEL	16		1,09		0,50		0,12
05-18 FPC	46		-0,16		1,11		0,94
05-19 MMG	25		1,05		0,75		1,35
05-20 OMC	46	0,54		1,38		1,31	
05-21 TGN	36	1,80		1,65		1,88	
05-21 TGN	37	1,66		1,40		1,53	
05-22 CCF	36		1,38		0,33		0,54
05-23 PJG	25	1,11		0,73		1,44	
05-24 MFF	14		0,25		1,10		0,64
05-25 MCL	24		0,90		1,08		1,47
05-26 MCA	15		0,40		0,10		-0,31
05-26 MCA	16		2,06		1,30		0,13
05-26 MCA	36		0,66		0,22		-0,23
05-27 ALG	25	0,93		0,84		1,17	
05-28 MJT	36	0,62		0,66		0,73	
05-29 MMM	36		1,32		1,34		1,44
05-29 MMM	37		0,70		1,00		0,50
05-30 MNP	37	1,01		0,94		2,61	
05-31 DEM	14	1,66		2,14		2,11	
05-32 JJT	46	1,16		0,92		0,74	
05-33 AMS	16		0,41		-0,39		-0,42
05-34 MSM	46	1,15		0,59		0,76	
05-35 AAF	24		1,66		1,78		2,62
05-35 AAF	25*	-----	-----	-----	-----	-----	-----
05-36 JJS	45		1,08		1,26		1,31
05-36 JJS	47		0,27		0,69		0,73

PACIENTE	IMP.	V5-V3		V6-V3		V8-V3	
		CI	CP	CI	CP	CI	CP
05-37 APC	25		1,44		1,30		0,84
05-38 MGB	36	1,46		1,00		1,16	
05-39 APC	16		0,80		0,86		0,82
05-40 AES	46	1,22		0,92		0,96	
05-41 PJR	14	0,39		0,86		0,54	
05-42 JRB	36		1,30		1,59		1,45
05-43 SMC	25	1,78		1,84		1,97	
05-44 MSM	36	1,08		1,32		1,28	
05-46 AMS	36		1,82		1,71		1,95
05-46 AMS	37*	-----	-----	-----	-----	-----	-----
05-48 APG	36		1,08		0,87		0,63
05-50 FJR	46		0,60		1,01		0,52
05-51 CAL	36	1,69		1,40	1,00	2,04	
05-51 CAL	46	2,08		1,24		1,41	
05-52 MJM	36	2,06		1,32		0,86	
05-52 MJM	46	1,10		1,30		0,84	
05-53 MFM	46	0,91		0,46		0,03	
05-53 MFM	26	1,63		0,85		1,42	

Tabela 3.31- Valores médios de perda ou ganho no nível ósseo relativamente ao dia da cirurgia para os implantes colocados em cada um dos grupos de carga.

Abreviaturas: Imp = Implante; CI = Carga Imediata; CP= Carga Precoce.

### 3.3.4.3. Comparação dos valores médios do nível ósseo marginal entre os dois grupos de carga

Nas tabelas 3.32 e 3.33 estão apresentados: o número de implantes, o valor mínimo, o valor máximo, a média e o desvio padrão dos valores médios do nível ósseo marginal. Estes valores estão apresentados para os dois grupos de carga e para o total dos implantes, que foi de 64 implantes até à visita 3 e 62 nas visitas seguintes, devido à falência precoce de dois implantes.

Visita	Total (mm)					Carga									
						Imediata (mm)					Precoce (mm)				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
V3	64	0,05	2,11	1,04	0,48	33	0,05	1,51	0,81	0,37	31	0,44	2,11	1,29	0,46
V5	62	1,09	3,47	2,17	0,50	33	1,09	2,94	2,13	0,48	29	1,27	3,47	2,21	0,52
V6	62	1,29	3,08	2,17	0,42	33	1,33	2,85	2,09	0,39	29	1,29	3,08	2,26	0,44
V8	62	0,90	3,80	2,25	0,60	33	1,02	3,80	2,29	0,66	29	0,90	3,32	2,19	0,53

Tabela 3.32 - Valores médios do nível ósseo marginal no dia da cirurgia (V3), entre as 20-23 semanas (V5), aos 12 meses (V6) e aos 24 (V8) meses de “follow-up”.

Abreviaturas: n = número de implantes; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão

Visita	Total (mm)					Carga									
						Imediata (mm)					Precoce (mm)				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
V5-V3	62	0,16	2,37	1,12	0,54	33	0,39	2,37	1,32	0,50	29	0,16	2,02	0,90	0,49
V6-V3	62	0,39	2,75	1,13	0,55	33	0,46	2,75	1,28	0,56	29	0,39	1,78	0,95	0,51
V8-V3	62	0,42	3,26	1,22	0,78	33	0,03	3,26	1,48	0,13	29	0,42	2,62	0,93	0,14

Tabela 3.33 - Valores médios da variação do nível ósseo marginal entre o dia da cirurgia(V3), as 20-23 semanas (V5), e os 12 (V6) e os 24 (V8) meses de “follow-up”.

Abreviaturas: n = número de implantes; min =valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão

A comparação entre a variação dos valores médios de perda ou ganho no nível ósseo entre os dois grupos de carga estão apresentados na tabela 3.34 e revelaram diferenças significativas para  $p < 0,05$ . Com uma variação média no nível ósseo marginal de  $1,32 \pm 0,5\text{mm}$  no grupo de carga imediata, contra  $0,90 \pm 0,49\text{ mm}$  no grupo de carga precoce ( $1,12 \pm 0,54\text{ mm}$  no total dos implantes) até à visita 5 e  $1,28 \pm 0,56\text{ mm}$  no grupo de carga imediata contra  $0,95 \pm 0,51\text{ mm}$  no grupo de carga precoce ( $1,13 \pm 0,55\text{ mm}$  no total dos implantes) até à visita 6. Até à visita 8, esta variação foi de  $1,48 \pm 0,13\text{mm}$  no grupo de carga imediata e  $0,93 \pm 0,14\text{ mm}$  no grupo de carga precoce ( $1,22 \pm 0,78\text{mm}$  no total dos implantes). Assim, perante estes resultados, tivemos que rejeitar a  $H_0$  (não existe diferença na variação do nível ósseo entre os dois protocolos de carga) e aceitar a  $H_1$ , ou seja, existe diferença na variação do nível ósseo medido entre o dia da cirurgia (V3) e as visitas 5, 6 e 8.

Visita	Carga										p
	Imediata					Precoce					
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	
V5-V3	33	0,39	2,37	1,32	0,50	29	-0,16	2,02	0,90	0,49	0,002
V6-V3	33	0,46	2,75	1,28	0,56	29	-0,39	1,78	0,95	0,51	0,016
V8-V3	33	0,03	3,26	1,48	0,13	29	-0,42	2,62	0,93	0,14	0,005

Tabela 3.34 - Comparação entre os valores médios da variação do nível ósseo medidos entre o dia da cirurgia (V3), e as 20-23 semanas (V5), e aos 12 (V6) e 24 (V8) meses de “follow-up”.

Abreviaturas: n = número da amostra; min=valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = valor obtido pelo teste t de Student.

A comparação dos valores médios do nível ósseo marginal no dia da cirurgia (V3) entre os dois grupos de carga estão apresentados na tabela 3.35. Revelaram haver diferenças significativas para  $p < 0,05$ . Perante estes resultados rejeitámos a  $H_0$  (não existe diferenças no nível ósseo no dia da cirurgia entre os dois protocolos), e aceitámos a  $H_1$ , de que realmente houve diferenças entre eles. O facto de existirem diferenças no nível ósseo no dia da cirurgia entre os dois grupos de carga pode estar relacionada com as diferenças na variação dos níveis ósseos entre os dois grupos de carga.

Visita	Carga										p
	Imediata					Precoce					
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp	
V3	33	0,05	1,51	0,81	0,37	31	0,44	2,11	1,29	0,46	<0,001

Tabela 3.35 - Comparação dos valores médios do nível ósseo medidos no dia da cirurgia (V3) entre os dois grupos de carga. Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste t de Student.

Nos gráficos 3.6, 3.7 e 3.8 estão representadas as variações do nível ósseo até às 20-23 semanas (V5), 12 meses (V6) e 24 meses (V8), respectivamente. As variações no nível ósseo verificado para cada implante, foram agrupados em diferentes intervalos de acordo com a perda óssea verificada: inferior a 0 mm; entre 0,1 - 1 mm; entre 1,1 – 2 mm; entre 2,1 - 3 mm e superior a 3 mm.

Pela análise destes gráficos podemos observar que a perda óssea com maior número de implantes se situou no intervalo entre os 1,1 e os 2 mm, para os dois grupos de carga. Foi igualmente

neste intervalo que aos 12 meses de “follow-up” observámos que os dois grupos se igualaram (com 15 implantes em cada). Podemos observar também que os implantes que perderam mais de 2 mm de osso foram aumentando ao longo do estudo, no grupo de carga imediata.

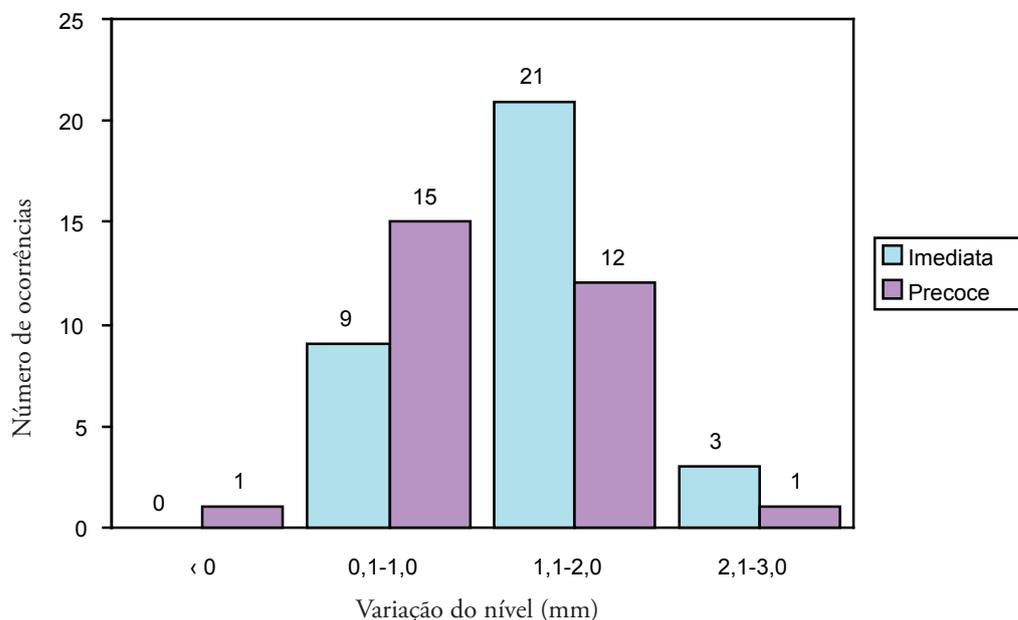


Gráfico 3.6 - Variação do nível ósseo nos dois grupos de carga até às 20-23 semanas (V5).

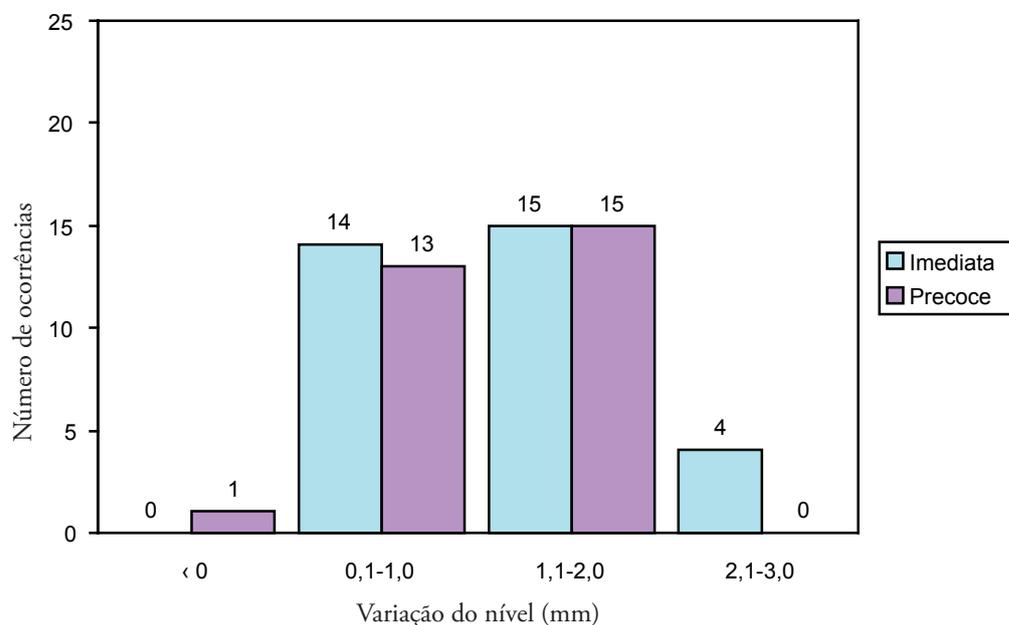


Gráfico 3.7- Variação do nível ósseo nos dois grupos de carga até aos 12 meses (V6).

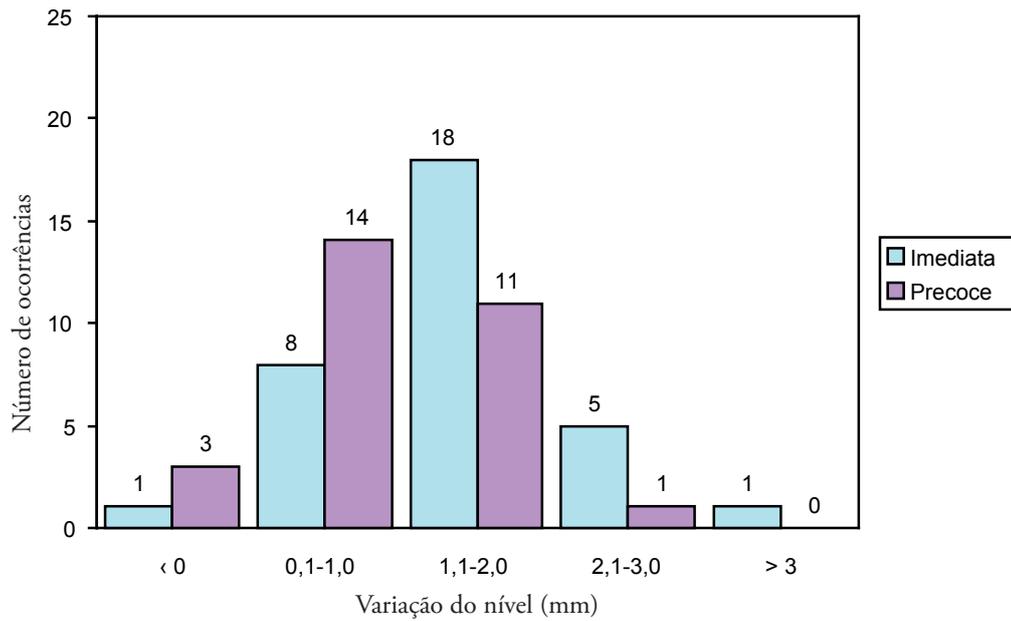


Gráfico 3.8 - Variação do nível ósseo nos dois grupos de carga até aos 24 meses (V8).

#### 3.3.4.4. Correlação entre as variações do nível ósseo para o total de implantes

No gráfico 3.9 está representada a análise de ocorrência do nível ósseo no dia da cirurgia, ou seja, a distância entre o ombro do implante e a cortical óssea, cuja média foi de  $1,04 \pm 0,48$  mm, num total de 64 implantes. Observámos que a quase totalidade dos implantes encontravam-se a menos de 2 mm do ponto de medição do ombro do implante à cortical. As barras representam o número de ocorrências e a linha contínua, a curva normal com média e desvio padrão.

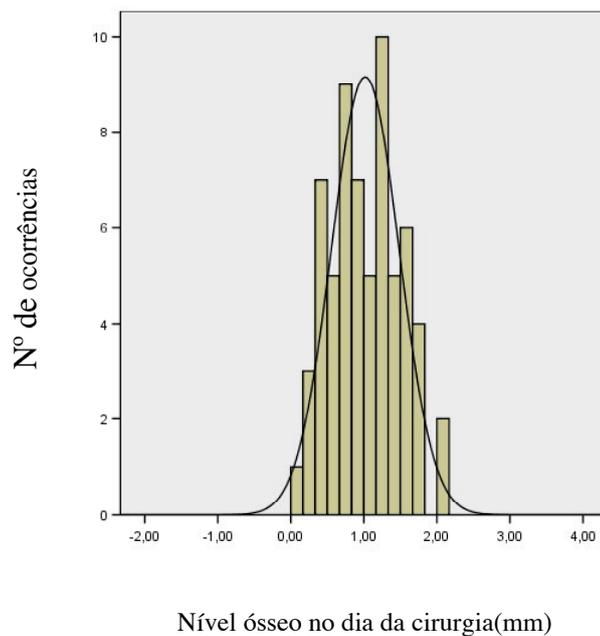
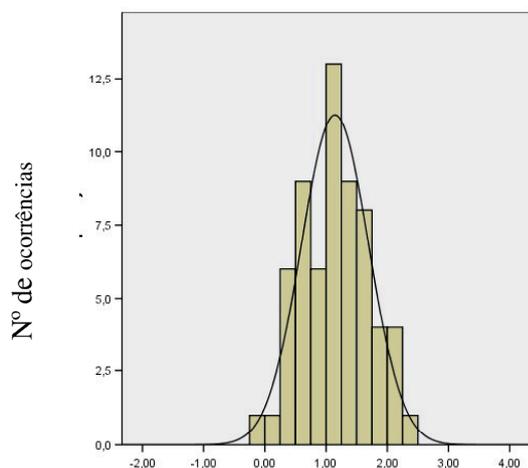
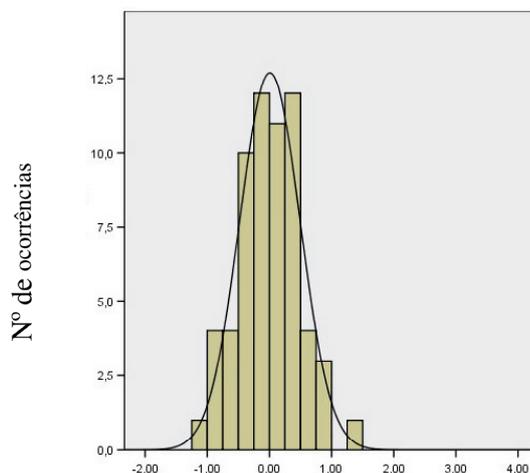


Gráfico 3.9 - Análise de ocorrência do nível ósseo no dia da cirurgia(V3).

Nos gráficos 3.10a e b está representada a análise de ocorrência das variações do nível ósseo entre a V3 e a V5 (até à colocação da coroa) e entre a V5 e a V6 (entre a colocação da coroa e um ano), respectivamente. Vemos que os valores médios de perda óssea são maiores até à colocação de coroa definitiva, do que após a colocação e até um ano.



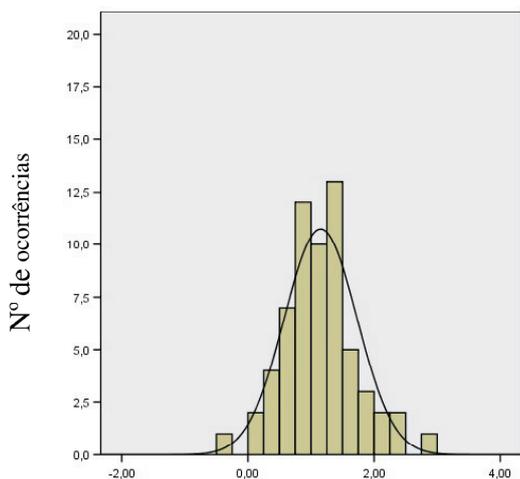
(a)Variação do nível ósseo entre V3 e V5 (mm)



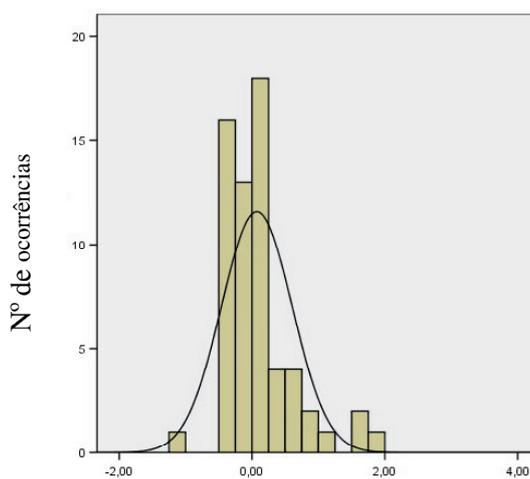
(b)Variação do nível ósseo entre V5 e V6 (mm)

Gráficos 3.10a e b - Análise da ocorrência da variação do nível ósseo até à consulta das 20-23 semanas (a) e entre esta a dos 12 meses (b).

Nos gráficos 3.11a e b está representada a análise da ocorrência das variações do nível ósseo entre a V3 e a V6 (1º ano) e entre a V6 e a V8 (2º ano), respectivamente. Vemos que os valores médios de perda óssea são maiores no primeiro ano do que no segundo.



(a)Variação do nível ósseo entre V3 e V6 (mm)



(b)Variação do nível ósseo entre V6 e V8 (mm)

Gráficos 3.11a e b - Análise da ocorrência da variação do nível ósseo entre o 1º (a) e o 2º ano (b)

Foi determinada a correlação entre a variação do nível ósseo até à colocação da coroa definitiva com o nível ósseo no dia da cirurgia e verificou-se existir uma correlação negativa ( $r=-0,533$ ) entre elas para  $p<0,001$ , ou seja, quanto mais próximo o ombro do implante estiver do nível ósseo

(menor o valor na V3) maior será a perda óssea até à colocação da coroa definitiva (gráfico 3.12). O mesmo se verificou entre a variação do nível ósseo até à colocação da coroa e a consulta de 12 meses de “follow-up”, em que a correlação, também foi negativa ( $r = -0,388$ ) entre elas para  $p=0,002$ , ou seja, os implantes que verificaram maior perda óssea tiveram uma recuperação maior, relativamente aos que tinham perdido menos osso. Regularizando o nível ósseo depois da colocação da coroa definitiva e da osteointegração (gráfico 3.13).

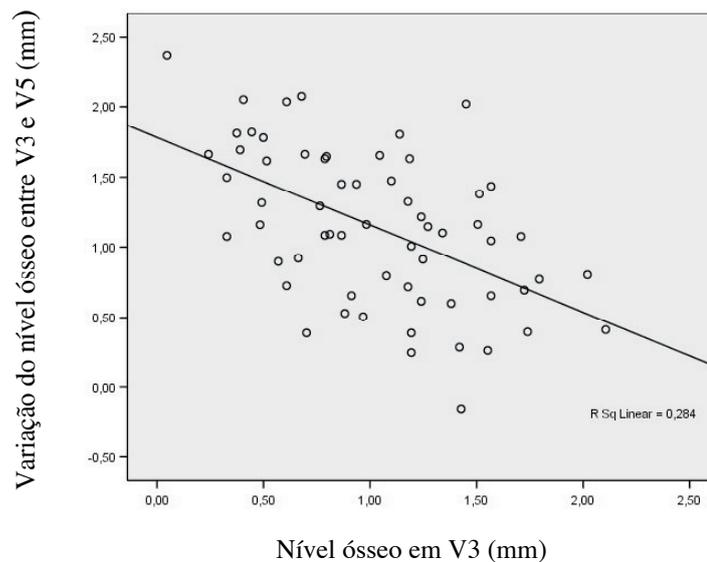


Gráfico 3.12 - Correlação entre a variação do nível ósseo até à colocação da coroa definitiva (V3 e V5) e o nível ósseo no dia da cirurgia (V3).

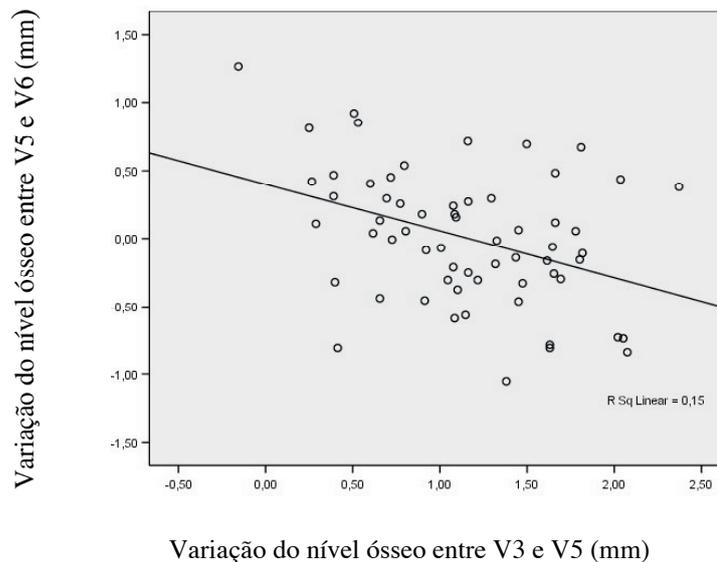


Gráfico 3.13 - Correlação entre a variação do nível ósseo até à colocação da coroa definitiva (V3-V5) e entre os 12 meses de “follow-up” (V5-V6).

Existiu uma correlação positiva ( $r=0,727$ ) para  $p<0,001$  entre a variação do nível ósseo desde o dia da cirurgia até aos 12 e aos 24 meses, ou seja, entre a V3 e a V6 e entre a V3 e a V8 res-

pectivamente (gráfico 3.14), mas já não se verificou qualquer correlação ( $r=-0,0018$ ) para  $p=0,890$  entre a variação do nível ósseo entre o primeiro ano e o segundo, ou seja, entre a V3 e a V6 e entre a V6 e a V8.

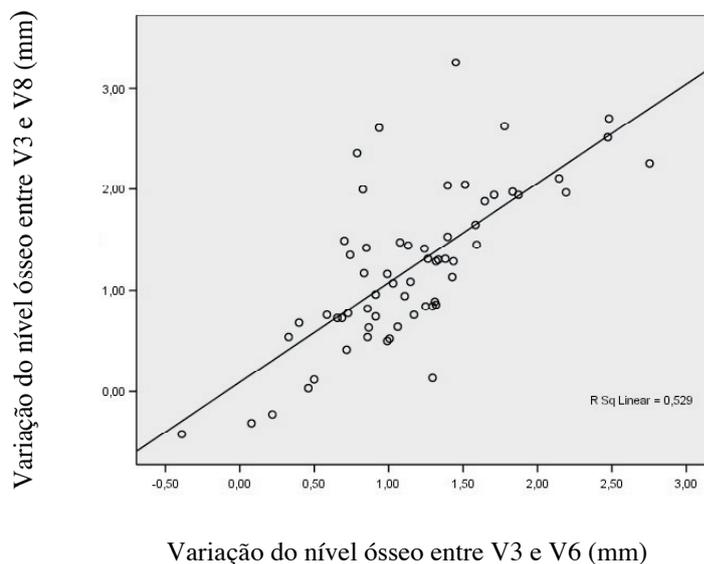


Gráfico 3.14 - Correlação entre a variação do nível ósseo desde o dia da cirurgia até aos 24 meses (V3-V8), e a variação desde o dia da cirurgia até aos 12 meses (V3-V6).

3.3.4.5. Comparação da variação dos valores médios do nível ósseo marginal para os diferentes parâmetros independentes da carga, entre as 20 e as 23 semanas e aos 12 meses de “follow-up”.

Na tabela 3.36 estão apresentados os vários parâmetros que podem ter influenciado a variação do nível ósseo marginal entre as 20 e as 23 semanas (V5) e aos 12 meses (V6) desde o dia da cirurgia (V3).

Foram encontradas diferenças significativas ( $p=0,034$ ) entre o diâmetro do implante e a variação do nível ósseo aos 12 meses, mas não às 20-23 semanas, ou seja, até à colocação da coroa definitiva. Foram encontradas diferenças significativas ( $p= 0,025$ ) entre o tipo de osso e a variação do nível ósseo às 20-23 semanas, mas não aos 12 meses. Foram também encontradas diferenças significativas ( $p= 0,037$ ) entre o tipo de restauração e a variação do nível ósseo aos 12 meses, mas não às 20-23 semanas. Para um nível de confiança de 95% não foi encontrada mais nenhuma diferença significativa, mas para um nível de 80% também foram encontradas diferenças entre o comprimento e a variação do nível ósseo aos 12 meses ( $p=0,081$ ).

	V3-V5		V3-V6	
	Valor de p	teste	Valor de p	teste
Idade	0,784	Kruskal Wallis	0,188	Kruskal Wallis
Sexo	0,973	t Student	0,837	Mann-Whitney
Maxila/Mandíbula	0,787	t Student	0,983	Mann-Whitney
Pré-molar/Molar	0,890	t Student	0,169	t Student

	V3-V5		V3-V6	
	Valor de p	teste	Valor de p	teste
Comprimento	0,170	Anova	0,081	Anova
Diâmetro	0,518	t Student	0,034	t Student
Tipo de osso	0,025	Kruskal Wallis	0,804	Kruskal Wallis
Grupo Cirurgia	0,304	Anova	0,511	Anova
Cirurgião	0,738	Anova	0,428	Anova
Índice Hemorragia	0,948	t Student	0,860	t Student
Índice de Placa	0,363	Anova	0,977	Anova
Coroas Unitárias ou Ferulizados	0,71	t Student	0,037	t Student

Tabela 3.36 - parâmetros que podem ter influenciado a variação do nível ósseo marginal aos 28-34 (V5) dias e aos 12 (V6) meses desde o dia da cirurgia (V3).

Nas tabelas 3.37, 3.38, 3.39a b e 3.40 estão apresentados o número de implantes, o valor mínimo, o valor máximo, a média, e o desvio padrão da variação do nível ósseo marginal entre os diferentes comprimentos, diâmetros, tipos de osso e tipos de restauração respectivamente.

Comprimento	V5-V3					V6-V3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
8	5	0,80	2,05	1,45	0,45	5	0,85	1,51	1,13	0,29
10	30	0,25	2,02	1,02	0,63	30	-0,39	1,87	0,99	0,51
12	27	-0,16	2,37	1,22	0,12	27	0,40	2,75	1,33	0,64
	p=0,170					p=0,081				

Tabela 3.37 - Comparação entre a variação do nível ósseo e o comprimento medido na V5 e na V6.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste ANOVA.

Diâmetro	V5-V3					V6-V3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
4,10	38	0,25	2,37	1,18	0,55	38	0,08	2,75	1,27	0,56
4,80	24	-0,16	2,04	1,09	0,55	24	-0,39	2,47	0,55	0,11
	p=0,518					p=0,034				

Tabela 3.38 - Comparação entre a variação do nível ósseo e o diâmetro medido na V5 e na V6.

Abreviaturas: n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste t de Student.

T. de osso	V5-V3					V6-V3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
I	2	1,16	1,69	1,43	0,38	2	0,91	1,40	1,15	0,34
II	20	0,29	1,82	0,95	0,45	20	-0,39	1,71	0,97	0,53
III	38	0,25	2,37	1,25	0,53	38	0,22	2,75	1,21	0,57
IV	2	-0,16	0,53	0,19	0,49	2	1,11	1,38	1,24	0,19
	p=0,025					p=0,804				

Tabela 3.39a - Comparação entre a variação do nível ósseo e os diferentes tipos de osso medido na V5 e na V6.

Abreviaturas: T= tipo n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste Kruskal Wallis.

Quando comparados, os valores médios de variação no nível ósseo, entre o osso tipo II e III apresentados na tabela 3.39b verificamos que também são significativos para  $p < 0,05$ . Isto é, quan-

do comparamos só o tipo de osso II e III que são a grande maioria dos locais na região posterior, eliminando quatro casos, dois em osso tipo I e os outros dois em osso tipo IV, verificamos que para um nível de confiança de 95% os resultados também são significativamente diferentes para V5-V3, mas não para V6-V3. O que pode significar que o tipo de osso influenciou a perda do nível ósseo mas, só até à colocação da coroa definitiva (V5).

T. de osso	V5-V3					V6-V3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
II	20	0,29	1,82	0,95	0,45	20	-0,39	1,71	0,97	0,53
III	38	0,25	2,37	1,25	0,53	38	0,22	2,75	1,21	0,57
p=0,025						p=0,432				

Tabela 3.39b - Comparação entre a variação do nível ósseo e o osso tipo II e III medido em V5 e V6.

**Abreviaturas:** T= tipo n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; p = probabilidade pelo teste t de Student (V5-V3) e pelo Mann-Whitney (V6-V3)

Coroas U/F	V5-V3					V6-V3				
	n	min	max	md	dp	n	min	max	md	dp
Unitária	50	-0,16	2,07	1,08	0,513	52	-0,39	2,48	1,09	0,506
Ferulizada	12	0,40	2,37	1,40	0,637	10	0,08	2,75	1,50	0,796
p=0,71						p=0,037				

Tabela 3.40 - Comparação entre a variação do nível ósseo e o tipo de restauração medido em V5 e V6.

**Abreviaturas:** T= tipo n = número da amostra; min = valor mínimo; max = valor máximo; md = média; dp = desvio padrão; U=unitária; F= ferulizada; p = probabilidade pelo teste t de Student.

### 3.3.5 Taxas de sobrevivência e de sucesso

O pós-operatório decorreu de forma normal, sem problemas em todos os implantes, excepto no paciente 05-35 AFF, incluído no grupo de carga precoce, que referiu uma ligeira dor e incómodo durante a fase de cicatrização. Após observação clínica, detectou-se uma complicação com o implante 25 com sinais de infecção peri-implantar. Verificou-se que este rodava no teste manual de torque de inserção, razão pela qual se decidiu removê-lo ao fim de 2 semanas. Registou-se o evento como uma complicação precoce com falência do implante (ver tabela 3.41). O outro implante perdido no estudo foi colocado na posição 37 no paciente 05-46 AMS, também incluído no grupo de carga precoce, que nunca referiu qualquer dor ou incómodo, nem sinais de infecção peri-implantar. No entanto, quando o paciente veio à visita 4 para colocar a coroa provisória e medir o valor da frequência de ressonância (ISQ 2), referiu dor intensa quando foi feito o aperto manual do “smartpeg”, notando-se que o implante tinha rodado e encontrava-se com mobilidade, impossibilitando a remoção do “smartpeg”, razão pela qual se decidiu remover o implante ao fim de quatro semanas e registar o evento como uma complicação precoce com falência implantar (ver tabela 3.41).

A perda de 2 implantes revelou uma taxa de sobrevivência de 93,5% no grupo de carga precoce contra 100 % no grupo de carga imediata (96,9% no total de implantes) até aos 24 meses de

“follow-up”. Perdeu-se assim, um implante na maxila e outro na mandíbula o que revelou uma taxa de sobrevivência de 96,4 % e 97,2% para a maxila e para a mandíbula respectivamente.

Paciente	Implante	Diâmetro/ Comp. (mm)	T de Osso	Temp. Falência (dias)
05-35 AFF	2.5	4.1/10	III	15 dias
05-46 AMS	3.7	4..8/10	II	28 dias

Tabela 3.41 - Implantes perdidos no grupo de carga precoce.

Abreviaturas: T = Tipo; Temp = tempo; Comp = Comprimento.

A existência de 4 implantes com perda óssea acima dos 2 mm revelou uma taxa de sucesso cumulativa até aos 12 meses de “follow-up” de 87,9% no grupo de carga imediata e 93,6 % no grupo de carga precoce (tabela 3.42). Mais tarde, aos 24 meses com a perda óssea verificada em mais dois implantes no grupo de imediata e outro na carga precoce, esta baixou a taxa de sucesso para 81,8% e 90,3%, respectivamente (tabela 3.43). Revelaram-se assim taxas de sucesso mais baixas para o grupo de carga imediata do que para o grupo de carga precoce.

Nas tabelas 3.42 e 3.43 estão apresentadas as taxas de sucesso cumulativas aos 12 e 24 meses respectivamente para o grupo de carga imediata e precoce.

Carga	Número de Implantes			TSC ao fim de 12 Meses (%)
	Colocados	Com Insucesso	Ret. do Estudo	
Imediata	33	4	0	87,9
Precoce	31	2	0	93,6
Total	64	6	0	90,6

Tabela 3.42- Taxa de sucesso cumulativa aos 12 meses de “follow-up”.

Abreviaturas: Ret = retirados; TSC= Taxa de sucesso cumulativo.

Carga	Número de Implantes			TSC ao fim de 24 Meses (%)
	Colocados	Com Insucesso	Ret. do Estudo	
Imediata	33	6	0	81,8
Precoce	31	3	0	90,3
Total	64	9	0	85,9

Tabela 3.43 - Taxa de sucesso cumulativa aos 24 meses de “follow-up”.

Abreviaturas: Ret = retirados; TSC= Taxa de sucesso cumulativo.

Nas tabelas 3.44 e 3.45 estão apresentados os implantes com insucesso para os grupos de carga imediata e precoce respectivamente até aos 24 meses.

Paciente	Implante	Diâmetro/ Comprimento (mm)	Tipo de Osso	Perda óssea
05-03 ICR	24	4,1/12	III	2,70
05-07 JCR	15	4,1/12	III	2,36
05-07 JCR	16	4,1/12	III	3,26
05-13 JOF	24	4,1/12	II	2,25
05-29 MNP	37	4,8/10	III	2,61
05-31 DEM	14	4,1/12	III	2,11

Tabela 3.44 - Implantes com insucesso no grupo de carga imediata até aos 24 meses.

Paciente	Implante	Diâmetro/ Comprimento	Tipo de Osso	Perda óssea
05-35 AFF	25*	4,1/10	III	na
05-35 AFF	24	4,1/12	III	2,62
05-46 AMS	37*	4,,8/10	II	na

Tabela 3.45 - Implantes com insucesso no grupo de carga precoce até aos 24 meses.

Abreviaturas: na = não se aplica, (\*) = implantes perdidos.

Nas tabelas 3.46 e 3.47 estão apresentadas as taxas de sucesso cumulativas aos 12 e 24 meses respectivamente, para a maxila e mandíbula. Revelando taxas mais baixas para a maxila relativamente à mandíbula.

Carga	Número de Implantes			TSC ao fim de 12 Meses (%)
	Colocados	Com Insucesso	Ret. do Estudo	
Maxila	28	5	0	82,1
Mandíbula	36	1	0	97,2
Total	64	6	0	90,6

Tabela 3.46 - Taxa de sucesso cumulativa aos 12 meses de “follow-up” para a maxila e para a mandíbula.

Abreviaturas: Ret = retirados; TSC= Taxa de sucesso cumulativo.

Carga	Número de Implantes			TSC ao fim de 24 Meses (%)
	Colocados	Com Insucesso	Ret. do Estudo	
Maxila	28	7	0	75,0
Mandíbula	36	2	0	94,4
Total	64	9	0	85,9

Tabela 3.47 - Taxa de sucesso cumulativa aos 24 meses de “follow-up” para a maxila e para a mandíbula.

Abreviaturas: Ret = retirados; TSC= Taxa de sucesso cumulativa.

### 3.4. Discussão

Este estudo teve como objectivo principal comparar dois protocolos de carga, na utilização de implantes Straumann® com a superfície SLActive. Esta superfície possui a mesma rugosidade da superfície anterior de SLA e tem a particularidade de ser mais hidrófila. Pelo que se conhece da literatura esta poderá ter um papel preponderante com o aumento da resposta tecidual (Buser *et al.* 2004, Ferguson *et al.* 2006). Superfícies que diminuem o tempo de cicatrização podem ser muito úteis quando se utilizam protocolos de carga imediata ou de carga precoce, sobretudo em situações onde as solicitações mecânicas são maiores como a região molar e prémolar com osso de pior qualidade.

Tendo em vista a concretização do desiderato proposto desenhou-se um estudo randomizado para avaliar as diferenças nos dois protocolos, sendo a distribuição dos pacientes aleatória pelos dois grupos de carga. Tal teve uma importância crucial na distribuição dos pacientes e dos implantes pelos dois grupos de carga. A utilização destes estudos tem um objectivo principal, que é garantir que todas as variáveis que podem influenciar o resultado do estudo sejam distribuídas aleatoria-

mente pelo grupo teste (carga imediata) e controle (carga precoce), excepto a variável em estudo que neste caso foi a carga. Pela análise estatística prévia realizada com o teste do Qui-quadrado às variáveis conhecidas, verificamos que esse objectivo foi alcançado. A distribuição das variáveis: idade, sexo, maxilares, quadrante, região pré-molar ou molar, diâmetro e comprimento implantar, tipo de osso, cirurgião, índices de placa e hemorragia, e tipo de restauração unitária ou ferulizada foram independentes do grupo de carga para  $p < 0,05$ .

Um estudo randomizado deve permitir obter grupos comparáveis para a maioria das variáveis, de modo que o resultado final possa ser atribuído à variável em estudo. Este objectivo secundário pareceu-nos também alcançado no nosso estudo clínico. Todavia, a variável referente ao comprimento dos implantes revelou estar mais desequilibrada com mais implantes de 12 mm no grupo de carga imediata e os de 10 mm na carga precoce, uma vez que estes dois tipos de implantes, apesar de não serem os únicos (pois havia também cinco implantes de 8 mm), constituem 92,2% dos implantes colocados. Aliás a sua distribuição para uma probabilidade de 10 % já não seria independente do grupo de carga. Outras variáveis também apresentaram algumas categorias com uma distribuição, menos equilibrada, contudo menos expressiva na percentagem total de implantes colocados. Para ilustrar este facto salientamos: os implantes colocados em osso tipo I e II (35,9% do total de implantes), com apenas dois colocados em osso tipo I, ambos no grupo de carga imediata, enquanto se colocaram vinte e um no osso tipo II, com sete no grupo de carga imediata e quatorze no grupo de carga precoce; grupo de cirurgia C (14% do total de implantes), com seis cirurgias no grupo de carga imediata e três no grupo de carga precoce e o facto do cirurgião A (34,4% do total de implantes) ter efectuado quinze cirurgias no grupo de carga imediata e sete no grupo de carga precoce.

A análise demográfica permitiu-nos observar que a maioria dos pacientes (73.8%) deste estudo se encontravam entre os 31 e os 60, com uma média de idades nesta faixa etária de  $41,81 \pm 12,59$  anos. Alguns autores sugeriram que existe uma maior perda do nível ósseo no primeiro ano em pacientes jovens onde os implantes são colocados só em osso alveolar do que em pacientes mais velhos (50-59 anos) onde os implantes são colocados em osso alveolar e basal (Wyatt e Zarb 2002). Outros autores (Degidi *et al.* 2006) sugerem que pacientes com menos de 55 anos têm uma perda óssea marginal menor. Neste estudo não foram encontradas diferenças significativas entre a perda óssea marginal e os vários grupos etários.

A distribuição quanto ao sexo também pareceu pouco equilibrada, com mais homens no grupo de carga imediata (12) do que no grupo de carga precoce (6), mas também aqui não pareceu haver diferenças na perda óssea marginal entre os dois sexos.

Três pacientes eram fumadores moderados (fumavam menos de 10 cigarros por dia), mas nenhuma correlação foi encontrada com os hábitos tabágicos destes doentes e a perda de osso, apesar de um paciente ter perdido um implante. Tal ocorreu em outros estudos que incluíram pacientes

fumadores (mais de 10 cigarros por dia) e onde encontraram diferenças significativas entre fumadores e não fumadores, com taxas de sucesso mais baixas nestes últimos (Rocci *et al.* 2003). Contudo, outros trabalhos científicos não encontraram diferenças significativas neste tipo de pacientes (Glauser *et al.* 2003 e 2005).

À semelhança de outros estudos disponíveis na literatura foram incluídos pacientes desdentados parciais na região pré-molar e molar com pelo menos 4 meses de cicatrização (Rocuzzo *et al.* 2001; Cochran *et al.* 2002; Schincaglia *et al.* 2007). Contrariamente a esta escolha existem outros autores que incluíram também a colocação de implantes em alvéolos não cicatrizados (Degidi e Piattelli 2003; Drago *et al.* 2004; Norton 2004), mas no sector anterior.

Neste ensaio clínico só foram considerados os implantes cuja respectiva restauração ocluisse directamente com dentes naturais ou implantes com restaurações fixas, contrariamente a outros em que a arcada antagonista podia ter uma prótese parcial removível (Proussaefs e Lozada, 2002 e 2004).

Saliente-se também o facto de alguns estudos excluïrem zonas implantares com osso tipo IV (Proussaefs e Lozada, 2002 e 2004) contrariamente à nossa opção que se sustenta ainda noutros trabalhos que referimos e que não excluïram zonas com este tipo de osso, mesmo que eventualmente ocorresse uma maior perda óssea (Buchs *et al.* 2001, Cochran *et al.* 2002, Glauser *et al.* 2003, Rocci *et al.* 2003). No nosso estudo tal não se verificou, com dois implantes colocados neste tipo de osso e que tiveram uma perda óssea dentro do valor médio encontrado para cada um dos grupos de carga. Um foi colocado no grupo de carga imediata (05-20 OMC 46) e outro no grupo de carga precoce (05-18 FPC 46), onde a perda óssea ao fim de 24 meses foi de 1,3 mm e 0,94 mm respectivamente.

Os dois métodos usados para otimizar o período necessário de cicatrização antes de utilizar cargas funcionais sobre implantes unitários são, a redução gradual dos tempos de cicatrização nos protocolos de carga precoce, ou a identificação de um meio eficaz para reduzir os micromovimentos abaixo do limiar considerado fisiologicamente tolerável sem perturbar a osteointegração (Szmukler-Moncler *et al.* 2000). Estes dois métodos foram considerados no nosso estudo clínico. O tempo de carga precoce reduziu em duas semanas o protocolo anterior com a superfície de SLA (Cochran *et al.* 1998; Buser *et al.* 1999b; Cochran *et al.* 2002,).

Este ensaio preconizou a colocação de implantes em qualquer tipo de osso, desde que após a colocação cirúrgica houvesse estabilidade implantar, mesmo que fosse baixa.

Por outro lado, quando se utiliza uma superfície rugosa com capacidade de diminuir o tempo de cicatrização de modo a que a estabilidade primária seja mantida ou aumentada até à obtenção de uma estabilidade secundária, estamos a tentar, em certa medida, reduzir o efeito dos micromovimentos durante a fase mais sensível da cicatrização. Provavelmente, outras medidas deveriam ser tomadas de forma complementar, tais como o aumento dos valores do torque inserção como critério

de inclusão no estudo, como foi sugerido por outros autores que encontraram uma correlação positiva com a taxa de sobrevivência implantar (Ottoni *et al.* 2005). Se tivéssemos procurado um aumento do torque de inserção, talvez fosse possível, diminuir mais o efeito dos micromovimentos nas semanas iniciais de cicatrização, como outros autores o fizeram utilizando torques de inserção de 40 N x cm para carga imediata (Calandriello *et al.* 2003a) e precoce (Bogaerde *et al.* 2003) ou de 35 N x cm para a realização de carga imediata (Calandriello *et al.* 2003b) e precoce (Cochran *et al.* 2002).

Rocuzzo *et al.* (2001) utilizaram um torque de 35 N x cm às seis semanas num estudo de carga precoce no momento da colocação do pilar protético, mas num outro estudo posterior do mesmo tipo, procedem de forma diferente e por volta do 43º dia apertaram os pilares protéticos a 15 N x cm e só seis semanas mais tarde efectuaram um torque final de 35 N x cm para prosseguir com a restauração definitiva (Rocuzzo e Wilson 2002).

Outros autores utilizaram também valores baixos (10 N x cm) de torque de inserção como critério de inclusão do implante num estudo de carga imediata (Glauser *et al.* 2001; Glauser *et al.* 2005).

Não existe uma uniformização nem um critério para a escolha do torque de inserção para carga imediata ou precoce. Num estudo (Calandriello *et al.* 2003a) de carga imediata em implantes Bränemark®, foram utilizados diferentes torques de inserção de acordo com o tipo de reabilitação protética: coroas unitárias (60 N x cm), pontes parciais fixas (45 N x cm) e reabilitações totais (32 N x cm) o que sugere a necessidade de efectuar torques de inserção mais elevados para implantes sob coroas unitárias. Torques de inserção muito elevados também podem levar, por compressão do osso cortical, a uma maior reabsorção óssea (Adell *et al.* 1981; Wyatt e Zarb 2002). Por isso se houver necessidade de estabelecer um limiar para o torque de inserção “ideal” ele terá que ter um valor máximo e um valor mínimo. Neste momento, pensamos que um torque de inserção mais elevado teria sido uma medida melhor, atendendo a que alguns implantes provavelmente necessitariam de mais estabilidade, ainda mais porque se tratava do sector posterior onde as forças oclusais são maiores, mas também nenhum valor estimativo para um limiar de torque de inserção poderá aqui ser sugerido.

A eliminação dos contactos oclusais directos após a colocação da coroa provisória poderia ter sido outra medida utilizada para diminuir o efeito dos micromovimentos durante a fase de cicatrização. No protocolo do estudo consideramos que houve carga imediata e precoce funcional, ou seja, havia contactos oclusais, se bem que leves, à semelhança de outros estudos (Bogaerde *et al.* 2003; Calandriello *et al.* 2003a; Calandriello *et al.* 2003b; Glauser *et al.* 2003; Nikellis *et al.* 2004; Cornellini *et al.* 2006, Schincaglia *et al.* 2007), onde a carga foi um factor activo e não uma simples restauração, com contactos oclusais indirectos por interposição do bolo alimentar (Buchs *et al.* 2001; Cornellini *et al.* 2004; Proussaefs *et al.* 2002 e 2004). Alguns autores (Degidi e Piattelli 2003) concluíram que a aplicação de carga imediata funcional deve ser limitada a implantes em desdentados totais e no caso de desdentados parciais com próteses parciais fixas ou coroas unitárias

devem ser utilizadas cargas imediatas não funcionais, sem contactos oclusais. Até ao momento, não existem estudos controlados que permitam tomar decisões científicas baseadas na evidência de que implantes restaurados com coroas unitários podem ser sujeitos a cargas oclusais imediatas ou simplesmente, serem restaurados sem contactos oclusais (Nkenke e Fenner 2006) e este estudo também não pôde fazê-lo. Todavia, há necessidade de definir parâmetros clínicos de carga oclusal, como carga funcional “aliviada” definida em micrometros ou por outro método, para que possamos orientar protocolos experimentais que possam efectivamente dar resposta à pergunta se a carga oclusal é ou não prejudicial à osteointegração no sector posterior.

Outra medida para reduzir o efeito dos micromovimentos contou com a ferulização de implantes próximos com pontes fixas provisórias cimentadas, mesmo que as restaurações definitivas depois tivessem sido coroas unitárias (por exemplo na situação dos implantes colocados na posição 14 e 15 no paciente 05-07JCR). Esta medida pareceu-nos também reduzir o efeito dos micromovimentos, como foi sugerido por alguns autores (Tarnow *et al.* 1997; Degidi e Piattelli 2003).

A frequência de ressonância medida com o sistema Osstell™ permite obter um índice de estabilidade implantar (ISQ). No entanto, este índice depende de vários parâmetros, entre os quais, a rigidez do sistema implante-osso, como vimos no estudo numérico pelo método dos elementos finitos, o que dificulta a comparação entre diferentes sistemas de implantes. Contudo, um valor mais elevado de ISQ pode significar uma estabilidade implantar maior, relativamente a um ISQ mais baixo para o mesmo implante (geometria, diâmetro e comprimento) colocado no mesmo tipo de osso (densidade, rigidez, espessura da cortical óssea) e à mesma profundidade (comprimento do implante acima do nível ósseo). Ou seja, o mesmo caso avaliado ao longo do tempo, que são as condições de cada implante comparado neste estudo, entre duas medições consecutivas e espaçadas no tempo, ou seja entre ISQ1 e ISQ2, ou entre ISQ2 e ISQ3 ou ainda entre ISQ 1 e ISQ3. A variação do valor ISQ vai aumentar com o aumento da rigidez do sistema osso-implante e da mineralização óssea peri-implantar no decurso da osteointegração. Sabemos também que o valor ISQ vai diminuir com o aumento da distância do ombro do implante à cortical óssea, o que ocorre com frequência no processo de remodelação por reabsorção. A interação destes dois factores, a variação do nível ósseo e a osteointegração, vão influenciar o valor final de ISQ. Esse valor pode aumentar no tempo como aconteceu na maioria dos implantes, mas também pode diminuir e isso vai provavelmente depender de qual destes factores tem um papel mais preponderante na determinação final do valor de ISQ. Como exemplo, no nosso ensaio clínico, pode ter sido o caso de 4 implantes: dois mantiveram-se inalterados (05-41 PJR-14 e 05-52 MJM-46) e dois baixaram de 82 para 80 (05-46 AMS-36 e 05-53 MFM-46) entre ISQ1 e ISQ3. A determinação do valor de ISQ dentro do mesmo sistema implantar vai depender sobretudo destes dois factores e qualquer variação no valor de ISQ tem de ser interpretado à luz destes e não como um insucesso implantar, até porque no caso destes implantes nenhum veio a ser considerado como tal até à consulta dos 24 meses. Assim,

quando alguns autores (Aparicio *et al.* 2006) dizem que as variações no valor de ISQ podem não ter qualquer valor prognóstico, estamos inclinados a concordar com eles. De facto, os resultados deste ensaio e do estudo efectuado pelo MEF apontam para tal, desde que se tenha um critério presente, que é conhecimento da variação do nível ósseo radiográfico. Contudo, um implante que meça consecutivamente valores mais baixos de ISQ sem razão radiográfica aparente, leva-nos a pensar que o processo de osteointegração poderá estar comprometido e em risco de fracasso implantar.

A variação no valor de ISQ entre o dia da cirurgia (ISQ1) e o dia da colocação da restauração definitiva (ISQ3) foi objecto do estudo para ver se haveria diferenças significativas entre a variação dos valores de ISQ entre os dois grupos de carga. Neste estudo devido a uma amostra muito reduzida (43 implantes), não encontramos resultados significativamente diferentes entre as variações de ISQ para os dois grupos de carga, o que poderá levar-nos a considerar que a variação nos valores de ISQ e na estabilidade implantar são independentes do factor carga. Estes resultados estão em concordância com um trabalho realizado num outro estudo clínico, também com implantes Straumann® com uma superfície de SLA, comparando um protocolo de carga imediata (realizada até às 48 horas) com um de carga diferida (ao fim de 3 meses) onde também não foram encontradas diferenças (Bischof *et al.* 2004).

A variação no valor de ISQ dentro de cada grupo de carga, revelou diferenças significativas entre os valores de ISQ 1 e ISQ 3 para o grupo de carga imediata e para o grupo de carga precoce entre ISQ 2 e ISQ 3, que correspondem à medição dos valores de ISQ quando a carga foi iniciada em cada um dos grupos. Esta variação significativa vem confirmar que o sistema é capaz de registar um aumento da estabilidade implantar com a evolução do processo de osteointegração. Já entre os valores de ISQ 1 e 2 no grupo de carga precoce não houve diferenças significativas, apesar da variação nos valores de ISQ mostrarem que os valores de ISQ2 estiveram próximos ou até acima dos valores de ISQ1 excepto para quatro implantes (05-35 AAF-24, 05-39 APC-16, 05-46 AMS-36 e 05-48 APG-36) que estiveram muito abaixo de ISQ1. O facto de não existirem diferenças significativas entre ISQ1 e ISQ2 para este grupo de implantes pode sugerir que a perda de estabilidade normalmente observada entre a 3ª e 4ª semana em alguns estudos clínicos com o sistema Ostell™ (Glauser *et al.* 2003; Almeida 2005; Ersanli *et al.* 2005; Glauser *et al.* 2005; Barewal *et al.* 2006), não se verificou para a maioria dos implantes ou ocorreu antes das quatro semanas e este facto pode ser eventualmente atribuído à nova superfície. Outro estudo clínico com um implante de geometria e de superfície diferente, revelou não ter existido perda de estabilidade entre as medições do valor de ISQ entre o dia da cirurgia e as quatro semanas pós-cirúrgicas, para implantes colocados com carga precoce às seis semanas (Barewal *et al.* 2006). Também num outro estudo clínico realizado com implantes Straumann® com superfície SLA, comparando um protocolo de carga imediata (realizada até às 48 horas) com um de carga diferida (ao fim de 3 meses) e medido com o sistema Ostell™ Transducer, não foi encontrado uma perda da estabilidade primária até às quatro semanas (Bischof *et al.* 2004).

A variação no valor de ISQ entre a maxila e a mandíbula para os dois grupos de carga, ou seja, entre ISQ1 e ISQ3 revelou não ser significativa, contrariamente a outros autores, que encontraram valores mais elevados de estabilidade implantar na mandíbula. Porém, neste estudo havia implantes colocados na região mandibular anterior onde a qualidade óssea é normalmente superior à das restantes zonas (Bischof *et al.* 2004), o que não foi o caso do nosso, limitado à região posterior.

No nosso ensaio clínico, os valores de ISQ para os diferentes tipo de osso foram diferentes, mas só para ISQ 1. As diferenças entre as médias de ISQ 1 de  $85 \pm 1,41$ ,  $78 \pm 7,6$ ,  $70 \pm 12,86$  e  $46 \pm 0,0$  entre os tipos de osso I, II, III e IV respectivamente, revelaram que o tipo de osso influencia significativamente o valor de ISQ 1. Contudo, cinco meses mais tarde, quando foram medidos os valores de ISQ 3 essas diferenças não se sentiram. Isto levou-nos a considerar que as variações de ISQ estão mais dependentes de outros factores do que apenas o tipo de osso, tais como o nível ósseo, e o processo de osteointegração em si, ou a estabilidade primária como foi sugerido por outros autores (Friberg *et al.* 1999). Estes autores referem que o osso de pior qualidade (baixa densidade) teria uma capacidade de recuperar para valores de estabilidade próximos dos obtidos no osso mais denso, devido ao tempo de cicatrização mais prolongado sem carga (8 meses) e ao uso de implantes com plataforma larga. No entanto, no nosso estudo verificamos também a recuperação nos implantes colocados em osso tipo IV de  $46 \pm 0$  em ISQ1 para  $87 \pm 4,24$  em ISQ3 com um tempo de cicatrização pré-carga de 0 e 4 semanas, uma vez que ocorreu em apenas dois implantes, um em cada grupo de carga. A única alteração ao protocolo cirúrgico, foi o facto de não termos efectuado passo de rosca. Se esta recuperação da estabilidade implantar se deveu a esta alteração no protocolo ou às características hidrofílicas da nova superfície não é possível tirar uma conclusão definitiva.

A variação no valor de ISQ, todavia não foi significativa quando analisámos osso tipo II e III, separadamente dos outros. Contudo foram os tipos de osso onde se instalaram a maioria dos implantes e constituem sempre uma dificuldade acrescida para o cirurgião na sua distinção (Tirisi *et al.* 1999). O facto das diferenças entre eles serem significativas, mas só para um nível de confiança de 80%, poderá significar que o tamanho da amostra não foi suficientemente grande ou que a classificação em osso tipo II e III é de facto muito subjectiva pelo operador. O Osstell™ Mentor é menos sensível à espessura da cortical do que há distância do ombro à crista óssea como foi sugerido no estudo de elementos finitos e por isso, tem dificuldades em distinguir entre estes dois tipos de osso. Talvez por essa razão os resultados tenham demonstrado uma grande variabilidade (desvio padrão) no valor de ISQ1 para o osso tipo II e III com  $78 \pm 7,6$  e  $70 \pm 12,86$  respectivamente. Mesmo assim o estudo revelou que os valores de ISQ 1 são mais influenciados pelo tipo de osso encontrado no leito implantar no dia da cirurgia do que se a cirurgia é na maxila ou na mandíbula. Já o aumento da estabilidade entre o dia da cirurgia (ISQ 1) e o dia da colocação da coroa definitiva (ISQ3) não está dependente do tipo de osso nem do protocolo de carga utilizado, como vimos anteriormente.

Alguns estudos clínicos utilizaram valores superiores a 60 ISQ como critério de inclusão para realizar carga imediata (Degidi *et al.* 2006; Schincaglia *et al.* 2007). No nosso estudo não

existiu o critério de inclusão com base nos valores de ISQ e mesmo casos com 46 ISQ foram incluídos no estudo. Alguns autores chegam a sugerir que perante a diminuição destes valores durante a cicatrização, a coroa deverá ser removida até que o valor volte a subir (Friberg *et al.* 1999) acima dos 55 ISQ (Barewal e Stanford 2006). No ensaio efectuado isso não foi tomado em consideração, nem mesmo no caso do implante colocado na posição 24 do paciente 05-35 AFF que passou de 80 para 58 entre ISQ1 e ISQ2.

Outro facto a salientar prende-se com o registo dos valores de ISQ nos implantes adjacentes aos implantes perdidos. Tal aconteceu, nos casos do implante acima referido que baixou 32 ISQ e do implante na posição 36 do paciente 05-46 AMS que só baixou 6 ISQ (de 82 para 76 ISQ). Estes tiveram uma perda considerável do nível ósseo marginal até à colocação da coroa definitiva (1,66 e 1,82 mm respectivamente), acima da média de  $0,90 \pm 0,51$  mm deste grupo. Por este acontecimento estar em contradição com a maioria dos restantes implantes que não perderam estabilidade, pode sugerir-se que alguns implantes correm riscos de fracasso nestes protocolos de carga, apesar dos valores de estabilidade primária (ISQ1) serem elevados.

Os estudos clínicos de análise radiográfica do nível ósseo têm limitações e algumas delas foram encontradas neste estudo, apesar do método de standardização e da utilização de meios imagiológicos digitais. Todavia pensamos que dentro de um limite de 0,3 mm podemos afirmar que o método se demonstrou fiável devido às diferenças encontradas entre o nível ósseo para os diferentes grupos de carga. Contudo requerem-se, por vezes, repetições até obter uma imagem radiográfica aceitável para o estudo, sobretudo na região molar maxilar.

Encontrámos diferenças significativas na variação do nível ósseo marginal entre o grupo de carga imediata e precoce às 20-23 semanas (V5), aos 12 meses (V6) e aos 24 meses (V8). A variação no nível ósseo foi de  $1,32 \pm 0,5$  mm no grupo de carga imediata, contra  $0,90 \pm 0,49$  mm no grupo de carga precoce até à visita 5;  $1,28 \pm 0,56$  mm no grupo de carga imediata contra  $0,95 \pm 0,51$  mm no grupo de carga precoce até à visita 6 e até à visita 8 esta variação foi de  $1,48 \pm 0,13$  mm no grupo de carga imediata e  $0,93 \pm 0,14$  mm no grupo de carga precoce. Contrariamente a isto, um outro estudo randomizado, não encontrou diferença entre o grupo de carga imediata e o de carga diferida, mas o protocolo só considerou a mandíbula (Romanos e Nentwig 2006), o que inviabiliza uma discussão dos resultados adequada.

Além disto, não encontrámos nenhum estudo que compara-se a carga imediata com a precoce no sector posterior maxilar e mandibular. Nos estudos que consideraram só a carga imediata, alguns tiveram valores médios de perda óssea superiores ao nosso, com  $1,9 \pm 1,02$  mm e  $2,19 \pm 0,97$  mm (Bogaerde *et al.* 2003), enquanto outros encontraram valores inferiores, com  $0,9 \pm 0,7$  mm (Rocci *et al.* 2003) e  $0,92 \pm 0,65$  mm (Schincaglia *et al.* 2007), ao fim de 12 meses de “follow-up” e ainda, outros com valores semelhantes ao nosso (Calandriello *et al.* 2003a e b; Glauser *et al.* 2003 e 2005). Nos estudos de carga precoce encontrámos valores inferiores ao nosso, com  $0,65 \pm 0,41$  mm (Rocuzzo *et al.* 2001) e outros com valores semelhantes aos que obtivemos (Proussaefs *et al.* 2002 e 2004).

A grande variabilidade nestes valores está relacionada com vários factores, desde a forma como é feita a leitura da imagem radiográfica até ao protocolo cirúrgico e protético utilizado, ou mesmo pelo modo como a carga foi realizada (funcional ou não funcional) ou ainda, o sistema de implantes utilizado (geometria e superfície). Apesar de tudo, através da revisão bibliográfica efectuada e pelo estudo realizado, não pode ser tirada nenhuma conclusão relativa a estes factores.

As flutuações do nível ósseo são encontradas em vários estudos longitudinais (Adell *et al.* 1981, Cox *et al.* 1987). Alguns estudos referem mesmo muitas vezes ganhos ósseos, num período relativamente curto de tempo, fenómeno este que também foi encontrado no nosso estudo mas para um número muito reduzido de implantes. Adell *et al.* (1981) interpreta este achado como um aumento da densidade óssea causada pela mineralização em redor dos implantes colocados em carga, o que resulta numa radiopacidade maior de osso, que no controle radiográfico anterior não era detectado e não um ganho ósseo', o que na nossa opinião, não deve ser descurado.

Os valores encontrados no nosso estudo sugerem que a perda óssea marginal é maior no grupo de carga imediata relativamente ao de carga precoce e que esta diferença se deve ao factor carga. O protocolo de carga diferiu nos dois grupos, na medida em que o tempo de carga se iniciou em momentos diferentes, o que por si só podia ser justificativo para a diferença na variação do nível ósseo entre os dois grupos se outro factor, que tem directamente a haver com o nível ósseo, não fosse encontrado. Ora esse factor diz respeito à diferença no nível ósseo entre os dois grupos de carga no dia da cirurgia, ou seja, existe uma diferença significativa ( $p < 0,001$ ) entre o grupo de carga imediata com  $0,81 \pm 0,37$  mm e o grupo de carga precoce com  $1,29 \pm 0,46$  mm. Esta diferença de 0,48 mm entre as médias pode ser uma razão para ter ocorrido maior perda óssea marginal no grupo de carga imediata, sugerida por alguns autores por razões biomecânicas devidas ao colo polido (Misch e Bidez 2005a), ou ao espaço biológico (Cochran *et al.* 1997; Hermann *et al.* 2000), ou à microfenda existente entre a coroa e o implante. Independentemente da razão, existe uma correlação entre a perda óssea e a distância a que ombro do implante se encontra da cortical óssea. Esta correlação existe e é negativa ( $r = -0,533$ ) para  $p < 0,001$ . Este facto chama a atenção para a condicionante técnica derivada da tentativa de “esconder” um colo polido de 2,8 mm no grupo de carga imediata. Essa manobra em nosso entender, pode ter sido responsável pela diferença na perda óssea entre os dois protocolos, ou pelo menos, ser um factor agravante para a perda óssea entre os grupos. Observámos que só um implante foi colocado com mais de 2 mm de distância entre a cortical e o ombro implantar em mesial e distal e foi o implante 05-33 AMS-16 que perdeu, ao fim de 20-23 semanas, 0,40 mm e que posteriormente foi recuperando até obter um ganho de 0,42mm ao fim de 24 meses. Este exemplo reforça o que o teste de correlação já tinha revelado, ou seja, os implantes cujo ombro esteja mais distanciado da cortical óssea tiveram menor perda óssea. Até aos 12 meses de “follow-up”, os 4 casos com perda óssea acima dos 2 mm ocorreram nos implantes colocados na região pré-molar da maxila onde, por razões estéticas, se colocaram os implantes mais profundos e nenhum na região

molar onde, curiosamente, as cargas mastigatórias são maiores. A separação destes dois factores é impossível e, por isso, teremos de admitir que ambos em conjunto contribuíram para as diferenças encontradas na perda óssea marginal e não a carga *per se*.

Para além da correlação existente entre o nível ósseo no dia da cirurgia e a sua variação passadas 20-23 semanas, existe uma correlação entre a variação do nível ósseo até à visita 5, correspondente à colocação da coroa definitiva (entre a V3 e a V5) e até à consulta dos 12 meses (entre a V5 e a V6), ou seja, entre os primeiros 5 meses após a cirurgia e os últimos 7 meses até à consulta dos 12 meses. Esta correlação foi também negativa  $r=-0,388$  para  $p=0,002$ , o que poderá significar que os implantes que perderam mais osso até à colocação da coroa definitiva vão perder menos ou recuperar mais até à consulta dos 12 meses, como que regularizando o nível ósseo depois da colocação da coroa definitiva. O facto de ter havido mais perda de osso até à colocação da coroa definitiva, do que ao fim de 1 ano, está de acordo com a correlação encontrada acima e pode sugerir uma recuperação na perda óssea devido á remodelação óssea após a osteointegração. Esta pode ter ocorrido devido à redistribuição das tensões, como tem sido sugerido por alguns autores (Kitamura *et al.* 2004). A reacção do osso a tensões funcionais no início do período pós-carga, já tinha sido sugerido por Adell *et al.* (1986), como um período de adaptação, cujo processo de remodelação atingirá posteriormente um equilíbrio nos anos seguintes. Assim, o factor carga que influenciou negativamente, até à colocação da coroa definitiva, pode fazê-lo de forma positiva redistribuindo as tensões e activando o processo de remodelação óssea no sentido da formação óssea. Por outro lado, pode ser unicamente uma consequência da necessidade de estabelecer um espaço biológico para o epitélio do sulco gengival e para tecido conjuntivo à volta do colo implantar.

A distribuição nos valores de variação do nível ósseo marginal entre a carga imediata e precoce nos primeiros 12 meses parecem estar equilibradas, excepto no grupo com mais de 2 mm de perda óssea. Já esta situação não foi observada aos 24 meses, ou seja, entre a V6 e a V8. Estas considerações estão em acordo com a falta de correlação ( $r=-0,0018$ ) para  $p=0,890$  existente para a variação do nível ósseo entre a V3 e a V6 e a variação entre a V6 e a V8. Tal revela, que a variação do nível ósseo durante o segundo ano não esteve relacionada com os mesmos factores que levaram à perda óssea verificada até ao primeiro ano e, assim, com o protocolo de carga. Sugere-se, ainda, que a maior perda óssea ( $> 0,2$  mm) verificada em alguns implantes neste período, deriva de outros factores, eventualmente biomecânicos tais como a sobrecarga oclusal. No entanto a maioria dos implantes perdeu muito pouco osso nos últimos 12 meses em média  $0,0726 \pm 0,53$ mm, num total de 62 implantes, ou seja entre uns que recuperaram 0,6 mm de osso e outros que perderam 0.46 mm vai uma diferença enorme que pode significar, para alguns implantes, a recuperação de parte da perda óssea ocorrida durante os primeiros 12 meses, enquanto para outros pode significar o somatório de uma perda óssea ainda maior do que aquela que já havia ao final dos primeiros 12 meses.

Foi no entanto evidente que a perda óssea verificada durante o primeiro ano (entre a V3 e a V6) influenciou a observada no final dos 24 meses em relação ao dia da cirurgia (entre a V3 e

aV8), por um processo cumulativo, ou seja, alguns implantes que perderam mais osso podem ter recuperado devido ao processo de remodelação entre a colocação da coroa definitiva e a consulta dos 12 meses, como foi referido atrás, mas continuaram numa situação biomecânica desfavorável com uma perda óssea considerável acumulada, e qualquer factor (como a sobrecarga oclusal) vai agravar a situação existente. Estas considerações podem ser suportadas pela falta de correlação existente na perda óssea observada entre os primeiros e os últimos 12 meses, mas também pela correlação positiva ( $r=0,727$ ) para  $p<0.001$  existente entre a variação do nível ósseo desde o dia da cirurgia até aos 12 e aos 24 meses.

Quando se comparou a variação do nível ósseo com os vários parâmetros independentes: idade, sexo, localização implantar (maxila/mandíbula e pré-molar/molar), comprimento, diâmetro, qualidade óssea, grupo de cirurgia, cirurgião, índice de hemorragia e de placa, e tipo de restauração (unitária ou ferulizada), só se encontraram diferenças significativas, atendendo ao tamanho da amostra, para o diâmetro, a qualidade óssea (tipo de osso) e o tipo de restauração.

Neste ensaio clínico foram incluídos implantes de dois diâmetros : 4,1 e 4,8 mm com duas plataformas protéticas uma regular e outra larga respectivamente. Contrariamente a outros estudos onde foram só utilizados implantes de maior diâmetro e com plataforma larga no sector posterior (Calandriello *et al.* 2003b). No nosso estudo encontramos diferenças significativas ( $p=0,034$ ) entre os dois, com um valor médio menor de perda óssea, ao fim de 12 meses, no grupo de maior diâmetro ( $0,55\pm 0,11$  mm) relativamente ao de menor diâmetro ( $1,27\pm 0,56$  mm). É nossa opinião que tal se deveu a uma maior recuperação no nível ósseo entre os implantes de maior diâmetro (valor médio passou de  $1,09 \pm 0,55$  mm para  $0,55 \pm 0,11$  mm entre a consulta de colocação da coroa definitiva e a consulta dos 12 meses) devido às capacidades mecânicas que estes implantes têm de suportar e distribuir melhor as tensões relativamente aos de menor diâmetro. Esta opinião é corroborada por outros autores (Misch e Bidez, 2005a). Todavia, o facto das diferenças na variação do nível ósseo entre os dois diâmetros não terem sido observadas logo no primeiro controle radiográfico às 20-23 semanas, sugere que o diâmetro não é um factor decisivo para a realização de carga imediata ou precoce e que a recuperação do nível ósseo teria ocorrido mesmo se a carga tivesse sido diferida, mas outro estudo seria necessário para confirmar tal afirmação.

Neste estudo foram incluídos implantes colocados em osso de qualquer um dos quatro tipos. Apesar da maioria terem sido colocados em osso tipo III (60,9% do total de implantes colocados) e muito poucos em osso tipo I e IV (3,1% cada). Existiram diferenças significativas ( $p=0,025$ ) para a variação no nível ósseo entre os diferentes tipos de osso, mas só até à consulta da colocação da coroa definitiva. O mesmo resultado foi obtido quando se consideraram só os tipos de osso II e III. Assim parece que a qualidade óssea é uma variável importante mas só até à colocação da coroa definitiva, porque a partir daí já não encontramos diferenças na variação do nível ósseo para os vários tipos. Isto poderá ter a ver com a estabilidade primária, mais fácil de alcançar num osso de

melhor qualidade. Todavia, temos sempre que considerar outros factores, como a técnica cirúrgica que pode ser mais favorável em osso tipo IV do que em osso tipo I, resultando em maiores perdas ósseas neste último do que no primeiro, como aconteceu no nosso ensaio clínico. Igualmente, a recuperação posterior da estabilidade encontrada em osso de pior qualidade, atrás referida, pode ser uma das explicações para que a qualidade óssea deixe de ser um factor decisivo na perda do nível ósseo após a colocação da coroa definitiva. Contudo, terá sempre de ser considerado como um factor decisivo para a variação do nível ósseo marginal durante os primeiros 5 meses de osteointegração. Justificando-se, assim, a necessidade de alterar o protocolo cirúrgico nestes tipos de osso como foi sugerido por alguns autores (Roccuzzo e Wilson 2002).

Neste estudo a maioria dos implantes foram restaurados com coroas unitárias (78,1% do total de implantes colocados), e os restantes com coroas ferulizadas. A variação do nível ósseo médio entre os dois tipos de restauração revelou neste estudo ser significativo, ao final de 12 meses ( $p=0.037$ ). Demonstrou uma perda óssea maior no grupo com coroas ferulizadas ( $1,50 \pm 0,80$  mm) relativamente ao grupo de coroas unitárias ( $1,09 \pm 0,50$ mm). A percentagem de coroas ferulizadas é muito pequena e este número diminui após a colocação das coroas definitivas, uma vez que o paciente 05-07 JCR que tinha coroas provisórias ferulizadas, passou a coroas definitivas unitárias, decisão esta que se baseou-se na necessidade de permitir uma melhor higienização interproximal. Se pensarmos na mais valia mecânica da ferulização de implantes adjacentes para carga imediata, sobretudo com a diminuição dos micromovimentos durante a fase de cicatrização, os resultados podem fazer-nos supôr que após a fase crítica da osteointegração esta anterior mais valia pode revelar-se prejudicial. No entanto, deve ser levado em consideração o número reduzido de casos efectuados no estudo: 5 pacientes com um total de 10 implantes. Pensamos que além do factor mecânico relacionado com a passividade das restaurações ferulizadas relativamente às unitárias, a qual é mais difícil de alcançar, temos de considerar outros factores não mecânicos. A complicada controvérsia entre implantes ferulizados e unitários no sector posterior terá de ser objecto de outros estudos clínicos com protocolos desenhados para este fim, que não foi o caso deste e por isso, nenhuma conclusão pode daqui ser retirada.

Quanto ao parâmetro comprimento implantar, tanto no nosso ensaio clínico, como e noutros foram incluídos implantes curtos de 8 mm (Glauser *et al.* 2001; Cochran *et al.* 2002; Glauser *et al.* 2003; Rocci *et al.* 2003; Cornelini *et al.* 2004; Glauser *et al.* 2005). No entanto alguns estudos de carga imediata só incluíram implantes com mais de 10 mm (Buchs *et al.* 2001; Testori *et al.* 2002; Roccuzzo *et al.* 2002; Nikellis 2004; Romanos *et al.* 2006) e outros com mais de 12 mm (Cannizarro *et al.* 2003). Se bem que alguns autores (Schnitman *et al.* 1997) encontraram taxas de sucesso para carga imediata mais baixas em implantes mais curtos (<10 mm), no nosso estudo não encontramos diferenças significativas entre os vários comprimentos implantares para a variação do nível ósseo, num nível de confiança de 95 %. Já para 80%, encontramos uma diferença significativa ( $p=0,081$ ) mas só ao final dos 12 meses de carga, com os implantes de 12 mm a revelarem uma

perda óssea marginal superior à dos restantes comprimentos (8 e 10 mm). Isto eventualmente pode dever-se ao maior número de implantes deste comprimento colocados no grupo de carga imediata onde a perda óssea foi maior, e ao facto de, para o mesmo nível de confiança, a distribuição dos implantes segundo o comprimento não ser independente da carga ( $p=0,076$ ). A análise do efeito do comprimento, assim, necessita de outro estudo clínico, adequadamente desenhado para isso, permitindo um esclarecimento deste ponto.

No total de implantes colocados ( $n=64$ ), constatou-se a perda de dois implantes, um na maxila e outro na mandíbula. Perderam-se numa fase precoce ainda dentro do período inicial de cicatrização antes de serem colocados em carga oclusal, pelo que a provável causa para a perda precoce destes implantes não pode ser atribuída à carga. No caso do paciente 05-35 AFF, a cicatrização ocorreu de forma muito lenta. O facto de ter perdido apenas o implante na posição 25 e não ter perdido o implante que foi colocado no lugar deste posteriormente com um protocolo de carga diferida e antibioterapia pré-cirúrgica, pode sugerir um factor sistémico relacionado com o hospedeiro, exigindo-se mais tempo de cicatrização e mais cuidados pré-cirúrgicos. No caso do paciente 05-46 AMS, a cicatrização ocorreu de forma normal e sem ocorrências até à visita 4, altura em que o implante na posição 37 mostrou sinais de não ter estabilidade implantar. O facto de isto não ter ocorrido com o 36 pode sugerir um factor local cirúrgico ou anatómico, mas que não foi registado na ficha clínica. Todavia este paciente era fumador, de menos de 10 cigarros por dia, mas que neste período pós-cirúrgico admitiu que talvez tivesse ultrapassado esta fasquia.

A taxa de sobrevivência foi assim, maior no grupo com carga imediata, do que no de carga precoce com 100 e 93,5 % respectivamente e muito semelhantes entre mandíbula e maxila com 97,2 e 96,4 % respectivamente. Assim, esta informação (muitas vezes a única encontrada na literatura) pode sugerir que a carga imediata é mais bem “sucedida” do que a precoce, o que não foi o caso. Quando analisamos as taxas de sucesso, elas foram mais baixas no grupo de carga imediata do que no grupo de carga precoce com 87,9% e 93,6 % respectivamente aos 12 meses e de 81,8 % e 90,3 % aos 24 meses de “follow-up.” As taxas baixaram nos últimos 12 meses como seria de esperar com a perda óssea acumulada.

A reabsorção de osso cortical marginal progressiva parece ser um sinal patológico de insucesso. Até que nível essa reabsorção pode ser aceitável uma vez que ela está presente em todos os sistemas de implantes, continua a ser uma questão que gera alguma controvérsia. O critério mais utilizado é o de Albrektsson *et al.* (1986b). Estes autores propuseram uma reabsorção inferior a 1,5 mm durante o primeiro ano de carga e 0,2 mm durante os anos seguintes (Albrektsson *et al.* 1986b). Este critério foi estabelecido pelos autores com base em valores médios de reabsorção marginal, achados em estudos radiográficos realizados com implantes Bränemark (Adell *et al.* 1981). Alguns autores duvidam que um limite preciso para a reabsorção marginal anual possa ser utilizado como critério de sucesso, porque algumas vezes existe uma reabsorção maior no primeiro ano, mas

que estabiliza ao fim de dois ou três sem terminar na perda do implante (Quirynen *et al.* 1991; Quirynen *et al.* 1992b). Os critérios de sucesso no ensaio clínico que realizámos baseiam-se também nos de Albrektsson *et al.* (1986b), com algumas modificações dos critérios radiológicos. Já outros autores referiram que os critérios radiológicos de Albrektsson são impraticáveis, nomeadamente para implantes colocados em carga imediata (Maló *et al.* 2000; Hermann *et al.* 2001; Calandriello *et al.* 2003a), uma vez que avaliam a perda óssea radiológica a partir da colocação em carga do implante, num protocolo de carga diferida, ou seja, entre 3-6 meses após a cirurgia. Assim a perda óssea inicial não era considerada, o que acontece sempre nos protocolos de carga imediata uma vez que a carga é iniciada no dia da cirurgia. Por este motivo foi considerado que até 2 mm de perda óssea marginal um implante não seria considerado como um insucesso, para ambos os protocolos de carga imediata e precoce. Na revisão bibliográfica efectuada, a maioria dos estudos não considera este valor nos critérios de sucesso. Aqueles que consideraram critérios radiológicos, referem-se unicamente à inexistência de uma imagem radiotransparente peri-implantar contínua. Num estudo realizado por Glauser *et al.* (2001), onde se consideraram critérios radiológicos, também foram apresentadas taxas de sucesso de 82,2% para implantes colocados com carga imediata na região posterior. Alguns autores referem taxas de sucesso mais elevadas para a carga imediata do que para a carga diferida (Canizzaro *et al.* 2003). No entanto não apresentam, nos critérios de sucesso radiológico um valor de perda óssea marginal acima do qual se considera um insucesso. Outros autores referem taxas de sucesso elevadas para carga imediata, entre 90 e 95% para um “follow-up” de 12 meses (Rocci *et al.* 2003; Shincaglia *et al.* 2007) na mandíbula, entre 99 e 100 % aos 24 meses (Cochran *et al.* 2002) em ambos os maxilares e de 100% aos 36 meses (Proussaefs *et al.* 2002) com carga imediata não funcional na região pré-molar da maxila. Mas nenhum destes autores apresentam, como critérios de sucesso, um valor de perda óssea marginal radiográfica.

As taxas de sobrevivência neste estudo foram semelhantes para a maxila e para a mandíbula (1% de diferença), estando em concordância com outros estudos (Testori *et al.* 2002; Bogaerde *et al.* 2003). No entanto, para outros autores, as taxas de sobrevivência foram mais baixas para a maxila (Glauser *et al.* 2001; Calandriello *et al.* 2003a; Canizzaro *et al.* 2003; Glauser *et al.* 2003), contrariando outros que apresentaram taxas mais baixas na mandíbula (Buchts *et al.* 2001). Já as taxas de sucesso implantar no nosso ensaio clínico foram mais baixas na maxila do que na mandíbula com 82,1 e 97,2 % respectivamente aos 12 meses e aos 24 meses com 75 % e 94,4 % e estão em concordância com outros autores que também apresentaram taxas de sucesso mais baixas na maxila (Cochran *et al.* 2002). Apesar de não ter havido diferenças significativas na perda óssea entre maxila e mandíbula ou entre pré-molares e molares (talvez pelo tamanho da amostra), os resultados das taxas de sucesso sugerem que mais cuidado deve ser tomado na realização de carga imediata na região pré-molar maxilar, sobretudo quando o osso é do tipo III. Dos seis implantes com perda óssea marginal acima dos 2 mm no grupo de carga imediata só um deles foi colocado fora desta região.

### 3.5. Conclusões

A utilização de um protocolo de carga precoce já é um passo gigantesco relativamente ao protocolo de carga diferida de Bränemark. No entanto são necessários, mais estudos que comparem protocolos de carga imediata e precoce para dar o passo seguinte. Foi com esse objectivo presente que o estudo multicêntrico foi desenhado. Assim, o número de pacientes envolvidos e o tempo de observação devem estar presentes quando interpretamos os resultados deste estudo, realizado no nosso centro. Apesar destas condicionantes pensamos estar em condições de retirar as seguintes conclusões:

A carga não revelou diferenças significativas entre os dois grupos para a variação da estabilidade dos implantes, com valores de ISQ medidos pelo sistema Osstell™ Mentor.

O sistema Osstell™ Mentor foi capaz de registar um aumento da estabilidade implantar medido em valores ISQ, com a evolução do processo de osteointegração.

O sistema Osstell™ Mentor revelou não ter havido perda da estabilidade implantar para os implantes Straumann® SLActive entre o dia da cirurgia e as quatro semanas pós-cirúrgicas.

Houve diferenças significativas entre os vários tipos de osso para os valores de ISQ medidos no dia da cirurgia, mas entre o osso tipo II e III estas diferenças só foram encontradas para  $p < 0,1$ . Já entre a maxila e a mandíbula não foram encontradas diferenças nos valores de ISQ medidos no dia da cirurgia.

Houve diferenças significativas entre os dois grupos de carga para a perda óssea marginal. A maior perda óssea marginal verificada no grupo de carga imediata relativamente à carga precoce sugere a carga ou o modo como ela foi realizada (com contactos em PIM) como um dos factores responsáveis pelas diferenças na perda óssea marginal.

Existe uma correlação entre a perda óssea marginal e a distância deixada entre o ombro do implante e a cortical óssea. Quanto mais próxima este estiver desta, maior será a perda óssea marginal até às 20-23 semanas pós-cirúrgicas. As diferenças significativas entre os dois grupos de carga para esta distância, sugerem que este factor foi também responsável pela maior perda óssea marginal verificada no grupo de carga imediata.

A perda óssea marginal foi mais elevada durante as primeiras 20-23 semanas pós-cirúrgicas (até à colocação da coroa definitiva), do que depois da colocação da coroa definitiva e até aos 12 meses de “follow-up”. Foi encontrada uma correlação negativa entre estes dois períodos. Os implantes que perderam mais osso até à colocação da coroa definitiva foram aqueles que depois recuperaram mais, travando a perda óssea ou obtendo um ganho ósseo.

Não foi encontrada nenhuma correlação entre a perda óssea verificada nos primeiros e nos segundos 12 meses, o que sugere que os factores mais responsáveis pela perda óssea sejam diferentes entre estes dois períodos.

A qualidade óssea influenciou a perda óssea marginal até às 20-23 semanas pós-cirúrgicas, com resultados significativamente diferentes entre os vários tipos de osso e em particular entre o osso tipo II e III, sugerindo que uma maior perda óssea marginal pode ser esperada quando utilizamos estes protocolos de carga em osso tipo III.

O diâmetro implantar parece ter influenciado a perda óssea marginal, com os implantes de maior diâmetro (4.8mm) a revelarem menos perda óssea relativamente aos implantes de menor diâmetro (4.1mm) na região posterior, quando sujeitos a este tipo de protocolos de carga.

As diferenças encontradas para as taxas de sobrevivência implantar entre o grupos de carga, mais altas no grupo de carga imediata, não estiveram relacionadas com a carga oclusal.

O implante Straumann® SLActive revelou uma boa taxa sobrevivência de 96,9% ao fim de 24 meses de “follow-up” no total dos implantes colocados, apesar dos protocolos “agressivos” de carga imediata e precoce utilizados.

As taxas de sucesso para a carga imediata foram inferiores às de carga precoce quando definidas segundo critérios radiológicos que envolvam a variação do nível ósseo marginal.

As taxas de sucesso foram mais baixas na maxila do que na mandíbula. Deve ser tido especial atenção nos protocolos de carga imediata em osso tipo III, sobretudo quando encontrado na região pré-molar maxilar.

Pelos resultados deste estudo clínico e do estudo numérico finalizaremos afirmando que apesar da carga imediata *per se* não ser responsável pelo insucesso implantar, ela constitui no entanto, um risco acrescido para a osteointegração de implantes endoósseos colocados na região posterior. Os meios actualmente existentes ao dispor do Médico Dentista não permitem clinicamente quantificar a intensidade e a direcção destas forças, e muito menos saber a forma como elas se distribuem na região peri-implantar. Por estas razões, pensamos que a carga imediata no sector posterior com coroas unitárias ou pontes parciais fixas deve continuar restringida a pacientes onde a alternativa (carga precoce), não pode ser considerada, como por exemplo, em situações de exigência estética na região pré-molar superior.



## Resumo

---



#### 4. Resumo

Antes do protocolo convencional de Bränemark, os implantes dentários eram colocados em carga logo após a cirurgia, porque se considerava que esta seria uma forma de prevenir a reabsorção óssea do rebordo alveolar. A interposição de um tecido fibroso entre o osso e o implante era a forma ideal de mimetizar o ligamento periodontal. (Linkow & Cherchéve 1970). Contrariamente a todos os estudos experimentais da época, Bränemark *et al.* (1969) mostrou que a união directa do osso à superfície do implante era possível e desejável, desde que houvesse um período inicial de cicatrização sem carga e com os implantes mantidos a nível submucoso. Segundo o seu protocolo, a osteointegração requeria um período de pelo menos 3 meses na mandíbula e de 5 a 6 meses na maxila antes de ser efectuada carga oclusal (Bränemark *et al.* 1977; Adell *et al.* 1981; Albrektsson *et al.* 1986 a).

Desde então, a osteointegração implantar tem-se revelado um sucesso, embora a necessidade deste longo período de cicatrização tenha sido sempre posta em causa (Henry & Rosenberg 1994). Este protocolo tem sido confrontado por vários outros com apenas um tempo cirúrgico (Abrahamsson *et al.* 1996; Ericsson *et al.* 1996; Fiorellini *et al.* 1999), não tendo sido encontradas diferenças entre estes. Também o tempo, de cicatrização foi consideravelmente reduzido em vários estudos (Cochran *et al.* 2002; Rocuzzo *et al.* 2002) sem que isso afectasse o sucesso dos implantes dentários.

Actualmente o procedimento habitual, para os implantes Straumann® SLA num osso de boa qualidade, é entre 6 a 8 semanas. Tem sido, no entanto, sugerido que a nova superfície SLActive osteointegra mais rapidamente e que será suficiente apenas 4 semanas de cicatrização para efectuar carga precoce (Buser *et al.* 2004). É graças a estas novas superfícies e/ou geometrias e ao conhecimento das relações entre tensão e deformação com o processo de modelação/remodelação óssea, que a carga imediata é cada vez mais uma opção terapêutica para a reabilitação de desdentados totais e parciais.

Recentemente existem publicações (Abboud et al 2005; Glauser et al 2005) que preconizam a carga imediata em reabilitações unitárias ou com pontes parciais fixas na região posterior da maxila e da mandíbula. Outros, porém consideram-na uma opção, mas só na mandíbula (Romanos *et al.* 2006; Shincaglia *et al.* 2007). A literatura sugere que em pacientes seleccionados, a carga imediata com coroas unitárias ou pontes parciais fixas é uma opção aos protocolos existentes. No entanto a possibilidade de colocar uma coroa provisória às 4 semanas é uma alternativa, que mantém muitas das vantagens da carga imediata, permitindo uma reabilitação estética e mastigatória mais cedo, já depois da fase inicial de cicatrização.

Qualquer que seja a opção (imediate ou precoce) é necessária uma boa estabilidade primária. Esta é entendida como a ausência de micromovimentos após a instalação cirúrgica de um implante (Molly, 2006) ou de valor suficientemente reduzido para não perturbar o processo de osteointegração. Num artigo de revisão dos métodos experimentais foi determinado que um limiar entre 50-150  $\mu\text{m}$  é tolerável para o processo de osteointegração (Szmukler-Moncler *et al.* 2000). Apesar deste conhecimento não existe, no entanto, uma forma de medir clinicamente estes movimentos.

Por conseguinte são utilizados outros métodos de quantificação da estabilidade primária como a medição do torque de inserção (Testori *et al.* 2002; Abboud *et al.* 2005) e análise de frequência de ressonância (AFR) (Sennerby *et al.* 2002; Glauser *et al.* 2003; Cornelinni *et al.* 2006). Enquanto o torque de inserção mede a resistência à inserção do implante, o que por sua vez depende da qualidade óssea e da fricção entre o osso e o implante, a AFR mede a rigidez do sistema osso-implante. Talvez por isso alguns autores não encontram correlação entre eles (Cunha *et al.* 2004). O que sugere que outros sistemas de medição da estabilidade poderão ser necessários.

O método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico e tem sido utilizado para prever o efeito das tensões e das deformações no osso peri-implantar. No entanto também pode medir os valores de deslocamento ao nível da interface osso-implante (Geng *et al.* 2001; Natali *et al.* 2006 a). Recentemente alguns autores desenvolveram um modelo pelo MEF, que permite simular o processo de osteointegração (Natali *et al.* 2006 a, b). Actualmente podemos afirmar que genericamente os esforços da investigação biomecânica na área da implantologia procuram modelar o comportamento do processo de osteointegração no osso peri-implantar, com o objectivo de estabelecer condições que permitam reduzir o tempo para reabilitar e realizar cargas funcionais (Natali *et al.* 2006a, Natali *et al.* 2006b).

Este nosso trabalho integra-se neste objectivo geral que pretende esclarecer alguns dos fundamentos biomecânicos para o sucesso da osteointegração, sobretudo na sua fase inicial onde os implantes sujeitos a carga imediata ou precoce podem influenciar este processo. Assim efectuámos dois estudos, um numérico pelo MEF para simular a fase inicial da osteointegração e um clínico randomizado entre carga imediata e precoce.

O estudo numérico teve como objectivo principal a avaliação dos efeitos biomecânicos da utilização carga imediata ou precoce sobre um implante Straumann® Standard 4,1x12 mm (Instituto Straumann AG, Suíça) colocado em osso tipo II e III (Lekholm e Zarb, 1985), na região molar mandibular e pretendeu avaliar, durante esta fase da osteointegração parâmetros que indicassem se podemos utilizar cargas funcionais e em que medida a diferença entre os tipos de osso (II e III), a distância do ombro do implante ao osso cortical marginal (1 ou 2 mm) e as propriedades elásticas da interface osso-implante podem modificar estes parâmetros. Os resultados permitem retirar a seguinte conclusão: o método de AFR pelo Osstell™Mentor é bom para avaliar a estabilidade primária de um determinado implante após a cirurgia implantar e a sua evolução para a estabilidade secundária, com a melhoria das condições biomecânicas da região peri-implantar. No entanto, não é possível, só por este meio avaliar quando a estabilidade está no “ponto” ideal para efectuarmos carga, ou adiantarmos prognósticos com base em valores de ISQ. Para isso necessitamos de mais informação sobre as reais condições mecânicas da interface osso-implante que o método de elementos finitos nos pode fornecer se futuramente for exequível a sua integração clínica como meio auxiliar de diagnóstico.

O estudo clínico teve como objectivo principal a avaliação clínica e radiológica dos efeitos biomecânicos da utilização dum protocolo de carga imediata relativamente a um de carga precoce (realizada entre os 28 e os 34 dias após a cirurgia), sobre os novos implantes Straumann® SLActive (Instituto Straumann AG, Suíça), de 4,1 e 4,8 mm de diâmetro, quando colocados na região posterior da maxila e da mandíbula. Este estudo consistiu na colocação de 64 implantes em 42 pacientes, de ambos os sexos, e com uma idade média de  $41,81 \pm 12,59$  anos. Foram instalados 33 implantes no grupo de carga imediata e 31 no grupo de carga precoce. Perderam-se 2, no grupo de carga precoce revelando assim uma taxa de sobrevivência de 93,5 % contra 100 % no de carga imediata. Este estudo revelou, no entanto, uma perda no nível ósseo marginal mais significativa no grupo de carga imediata do que no de carga precoce. Existiu ainda, uma correlação negativa entre a perda óssea marginal e a distância deixada entre o ombro do implante e a cortical óssea. Estes dois acontecimentos, associados ao facto de terem existido diferenças significativas no nível ósseo após a cirurgia, podem ter originado as taxas de sucesso mais baixas no grupo de carga imediata.

Os resultados da investigação que realizámos indicam que apesar da carga imediata *per se* não ser responsável pelo insucesso dos implantes, ela constitui, no entanto, um risco acrescido para a osteointegração de implantes endoósseos colocados na região posterior. Os meios actualmente existentes ao dispor do Médico Dentista não permitem clinicamente quantificar a intensidade e a direcção destas forças, e muito menos saber a forma como elas se distribuem na região peri-implantar. Por estas razões, pensamos que a carga imediata no sector posterior com coroas unitárias ou pontes parciais fixas deve continuar restringida a pacientes onde a alternativa (carga precoce), não pode ser considerada, como por exemplo, em situações de exigência estética na região pré-molar superior.



## Summary

---



## 5. Summary

### **Title: Immediate Loading of Endosseous Implants – Clinical and Biomechanical Evaluation**

#### **Background**

Before the introduction of the Brånemark protocol, dental implants were commonly loaded right after surgery because immediate bone stimulation was considered to prevent crestal bone loss. Fibrous tissue interposition was considered the optimal response to implants because it imitated the natural periodontal ligament (Linkow e Chercheve 1970). In contrast to all other experimental studies of that time, Brånemark *et al.* (1969) showed that direct bone apposition at the implant surface was possible and desirable under loading, with the condition that implants were left to heal in a submerged way. They affirmed that osseointegration required a long healing period of at least 3 months in the mandible and 5-6 months in the maxilla before the implants could be loaded (Brånemark *et al.* 1977; Adell *et al.* 1981; Albrektsson *et al.* 1986a). Osseointegrated dental implants have been a success ever since, although the long stress-free healing period has always been questioned, whether it was really necessary or just a therapeutic reserve determined to guarantee the highest predictability (Henry & Rosenberg 1994). The two stage Branemak protocol has been challenged by the one stage approach in various studies (Abrahamsson *et al.* 1996; Ericsson *et al.* 1996; Fiorellini *et al.* 1999), showing no difference between the two approaches. Also the healing period has been reduced considerably (Cochran *et al.* 2002; Rocuzzo & Wilson 2002) without jeopardizing implant success rates.

Currently, loading at 6-8 weeks has been standard for Straumann SLA implants in good quality bone for more than 10 years. The new SLActive surface has been shown to osseointegrate more rapidly, and loading at 4 weeks is now considered to be sufficient for an early loading method (Buser *et al.* 2004/). However, due to improvement in dental implant design and the knowledge of mechanical stress/strain on bone remodeling processes, the immediate loading option for full or partial edentulism and for single crowns is gaining a wide acceptance in dental practice.

More recently, there are publications (Abboud *et al.* 2005; Glauser *et al.* 2005) accessing immediate loading of single tooth restorations both in the maxilla and in the mandible in the posterior region. Others consider only the posterior mandible (Romanos *et al.* 2006; Shincaglia *et al.* 2007). Many show that survival rates are equivalent to the established standard conventional protocol, but these studies are based on a limited number of patients and very few address marginal bone change. The above data suggests that in selected patients, immediate loading of both single crowns and multiple implants is a viable alternative to existing standard protocols. A provisional restoration at 4 weeks is an alternative, maintaining many of the advantages associated with immediate loading, by placing the restoration sooner, right after the early healing, and soft tissue swelling have disappeared.

Immediate and early loading of dental implants is becoming an option of choice for patients with sufficient bone quality and quantity to achieve good primary stability. The question that remains is what actually is good primary stability. This pre-requisite is understood as a lack of implant movement immediately after placement (Molly 2006), in other words, a lack of micromotion. In a review of the experimental literature it was found that excessive micromotion was directly related to the formation of fibrous encapsulation, rather than early loading *per se*, and that there could be a threshold of tolerated micromotion between 50-150  $\mu\text{m}$  (Szmukler-Moncler *et al.* 2000).

Unfortunately there isn't at the moment a way to measure micromotion clinically at the bone-implant interface level, so the alternative is to use one or more methods that assess this problem indirectly. Using more than one method has the advantage of relying on more than one source, especially when results are not correlated. Measuring the torque insertion value (ITV) (Testori *et al.* 2002; Abboud *et al.* 2005) and resonance frequency analysis (RFA) (Sennerby *et al.* 2002; Glauser *et al.* 2003; Cornellini *et al.* 2006), are used in many clinical studies seeking to find a normative value for implant loading, although they measure different parameters for implant stability. RFA measures the stiffness of the bone-implant system, while ITV measures the resistance between the implant thread and the pre-tapped bone, meaning the friction and compressive stress in the surrounding bone. Friberg *et al.* (1999) found a correlation ( $r=0.84$ ,  $p\leq 0.05$ ) between mean cutting torque values of the upper crestal portion and RFA values, while Cunha *et al.* (2004) did not. This may suggest that other measuring systems are necessary.

The finite element method (FEM) is a numerical method, and has been used for predicting the effect of stress and strain on the implant and the surrounding bone, it is also capable of measuring displacement values at the bone-implant interface (Geng *et al.* 2001; Natali *et al.* 2006a). An integration of this method with preoperative surgical planning has been suggested by Olsen *et al.* 2005. This method has the advantage over the RFA of predicting implant stability rather than just at the time of placement or after surgery. In a way both methods could work together gaining more information to answer the question, when is it safe to load? However the FEM has a difficulty for this purpose, in the modeling of human bone tissue, especially the bone-implant

interaction phenomenon during osseointegration. Natali *et al.* (2006a) have presented a numerical approach for investigating this phenomenon, and for RFA of oral implant osseointegration (Natali *et al.* 2006b).

Recently a more sensitive and predictable version of the Osstell™ system has been introduced in the market, the Osstell™Mentor. With this version the former transducers have been replaced with “Smartpegs”- metal rods that are screwed onto the implant or abutment. This new system has the advantage of being less directionally dependent and producing reliable stability measurements even at very low resonance frequencies.

The advantages of the immediate loading for the patient are substantial and logical. This technique allows the patient to resume masticatory function quickly using a provisional restoration at post-surgery. But in order to use this procedure, we have to be certain that it is capable of presenting good implant success rates as those already obtained by former early loading protocols. We also need the right tools for assessing primary stability and bone quality to exclude the patients for whom this procedure can constitute an implant failure risk. With this purpose in mind we have conducted two studies: a numerical FEM study during the early stage of osseointegration, and a randomized clinical study between immediate and early loading.

## **A numerical FEM study during the early stage of osseointegration**

### **Objective**

To evaluate the biomechanical effects of loading during the early healing of implant installation using an early or immediate loading protocol, on a Straumann® Standard 4.1 x 12 mm implant, placed in bone quality type II or III, in the molar region.

### **Materials and Methods**

Four finite element models with a single implant (Straumann® 4.1 x 12 mm) in position 3.6 (FDI) were obtained: II<sub>1</sub>, II<sub>2</sub>, III<sub>1</sub> and III<sub>2</sub>; where II and III are bone type quality criteria (Lekholm and Zarb 1985), represented here with a cortical bone thickness of 2 and 1 mm, respectively. Subscript 1 and 2 represent the distances (mm) from implant shoulder to marginal bone. Peri-implant bone was modeled with elastic properties of a bone still in healing and numerical Resonance Frequency Analysis (RFA) was made using ADINA software. Natural vibration frequencies obtained in our clinical study validate these models because they presented similar values, for the same type of implant placed in the mandible. Afterwards, a static numerical analysis of these models was carried out by applying a load of 118.2 N in a 75° angle with the occlusal plane, to study how stress and strain distribute themselves in the cortical implant-bone interface, and obtain magnitude displacement fields induced by the implant on this bone region.

## Results

The results of the numerical resonance frequency analysis are presented in table 2.2.

The results of the static numerical analysis are presented in table 2.3.

## Discussion and Conclusions

1. The finite element models created were capable of simulating in general, the dynamic behavior of the implants placed in this region of the clinical study.
2. The RF values decreased with the increased distance from implant shoulder to the cortical bone, and these values increased with the thickening of the cortical bone.
3. The RF values obtained with Osstell™ Mentor showed to be more sensitive to the distance between implant shoulder and cortical bone, than the thickening of the cortical bone.
4. The RF values also increased with the stiffness of the peri-implant bone region, although these values grew more rapidly for elastic module below 5 GPa.
5. The results of this study confirm that Osstell™ Mentor is a valuable tool for determining primary stability, and monitor implant osseointegration of a certain implant. But it is very difficult do so by comparing ISQ values between implants, because of the differences between ISQ readings, found with the variables considered in this study.
6. Displacement values found in the static analysis follow in magnitude and variation of the RF values obtained by the dynamic analysis.
7. Maximum and minimum principal strains occurred were higher in the cortical bone next to the implant collar and they increased with the decrease in cortical thickness and peri-implant stiffness.
8. Maximum and minimum principal strains increase in about 40% from type II to type III bone.
9. Sinking the implant collar in the cortical bone, and in this way reducing the distance from implant shoulder to cortical bone, made maximum strain values rise, but only in type II quality bone.
10. Maximum and minimum principal stress accumulate close to implant collar on the cortical bone on every model. They increase with the distance from implant shoulder to cortical bone and decrease with the stiffness of the cortical bone. No significant variation in principal stress was found with the variation of the cortical thickness.

## **A randomized clinical study between immediate and early loading**

### **Objective**

The purpose of this study was to evaluate the biomechanical effects of immediate (on the day of surgery) versus early loading (28-34 days after surgery) of the new Straumann® SLActive implants in the posterior region of the maxilla and the mandible using clinical and radiographic parameters of bone level change.

### **Materials and Methods**

#### *Patient selection and randomization*

The patients in this study were selected from a population of patients requiring implant treatment at the Department of Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxillo-Facial of the Faculty of Medicine at the University of Coimbra. These patients were part of an ongoing prospective randomized multi-center study sponsored by Straumann® (Institut Staumann AG, Switzerland) in 19 centers worldwide.

All patients fulfilled the following inclusion criteria : being at least  $\geq 18$  years of age; having at least one missing tooth in position FDI 4, 5, 6, or 7 in any quadrant (ADA positions 2, 3, 4, 5; or 12, 13, 14, 15; or 18,19,20,21; or 28, 29, 30, 31); the tooth/teeth position(s) at the proposed implant site must have been extracted or lost at least 4 months before the date of implantation and be fully healed; showing adequate bone quality and quantity at the implant site to permit the insertion of the study implants without the use of concurrent bone augmentation techniques; the opposing dentition be natural teeth or fixed crowns or bridges on natural teeth or implants; having removable prostheses or dentures opposing the study implants were not allowed.

Patients were excluded from the study when in presence of systemic conditions such as: requiring chronic routine prophylactic use of antibiotics; requiring prolonged use of steroids; a history of leukocyte dysfunction and deficiencies; a history of bleeding disorders; requiring the use of chemotherapy; requiring radiation therapy to the head and neck; a history of renal failure; a history of severe or uncontrolled metabolic bone disorders; physical handicaps that would interfere with the ability to perform adequate oral hygiene; alcoholism or drug abuse; HIV infection, or smoking more than 10 cigarettes per day (or cigar equivalents).

Patients were also excluded if in presence of local conditions such as: mucosal inflammation or disease; presence of osseous lesions; unhealed extraction sites (less than 4 months post extraction of teeth in intended sites); bone grafts, guided tissue regeneration techniques for bone enhancement prior to implant placement, unless performed more than 6 months prior to implant and the site fully healed; severe bruxer or clenching habit; persistent intra-oral infection; lack of primary stability of one (or more) implant(s) at surgery.

After being eligible to participate in the study, written informed consent was obtained from all the patients and the study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki for patients participating in clinical studies. Patients were then allocated into 3 groups:

Group A: Implants placed in the posterior maxilla. Group B: Implants placed in the posterior mandible. Group C: Implants placed in the posterior maxilla or/and mandible all quadrants possible.

Each group was randomized into immediate or early loading arms. If a patient was eligible to receive two or more treatments within designated study sites, each study site was counted as an independent patient/treatment. Patients could have received up to 4 treatments within the protocol. If surgery was performed on multiple sites at the same time, then both sites were randomized into the same loading arm of the study.

### *Study plan*

Surgery is day 0 ( $D_0$ ). All times are calculated from this date. See figure 3.2 for schedule of assessments. Radiographs were taken at  $D_0$ , on visit 3 ( $V_3$ ), at permanent restoration placement on visit 5 ( $V_5$ ), at 12 and 24 months follow-up, on visit 6 ( $V_6$ ) and visit 8 ( $V_8$ ) respectively.

### *Pretreatment and surgical procedures*

Preoperative treatment planning and radiographic examination, as well as surgical procedures, were performed according to routine surgical implantation procedures as practiced in our center and according to manufactures standard one-stage surgery protocol guidelines (Buser *et al.* 2000). Surgery was performed under local anesthetics and aseptic conditions in an outpatient environment “small operation” facilities.

Straumann standard solid screw 4.1 mm or 4.8 mm diameter (with a wide neck) implants of 8, 10 or 12mm in length, with the new SLActive surface were placed according to bone quality and quantity at implant site. Loading was done in all 4 bone type qualities if primary stability was achieved (hand tested). If inadequate bone at the time of surgery was found, or a lack of implant stability, the patient was excluded from the study and given an alternative treatment plan. This implant was not counted as an implant failure. The time scheduled between implant removal from implant recipient and placement in surgical site was 15 min. Implants were placed using low rotational speed (30 rpm), and then a healing cap or prosthetic abutment was placed according to the early or immediate protocol respectively.

### *Provisional prosthetic and postoperative procedures*

Implants in the immediate loading arm received a provisional restoration on the day of surgery, while in the early loading arm the implants received a provisional only 28-34 days post/surgery. The provisional restorations were not placed in full occlusion. Restorations were either cemented or screw-retained fixed restorations. The patient was instructed in postoperative care as normally practiced by our center. Analgesics were given for pain control and antibiotic coverage.

*Permanent prosthetic procedures*

The permanent restoration was a fixed restoration either cemented or screw-retained and fitted within 20-23 weeks post-surgery. They were made of porcelain or porcelain fused to metal. The prosthesis were fabricated in the dental technical laboratory normally used by the center, according to standard procedure

*Resonance frequency analysis*

Resonance frequency analysis (RFA) measurements using the Osstell™ Mentor were taken and values were registered in ISQ, but only on those visits when the implant was exposed. According to this protocol, before loading on the day of surgery (ISQ 1) for both groups (ISQ 1), at 28-34 days for the early loading group (ISQ 2) and at the 20-23 week visit when the temporary prosthesis was exchanged for the permanent (ISQ 3).

*Radiographic evaluation*

Standardized peri-apical radiographs were taken at the surgical visit post-implantation (at Baseline), at the 20th-23rd week (when the permanent restoration was placed), at 12 and 24 follow-up visit.

It was not essential that the apical end of the implant was on the radiograph, but at least two threads of the implant should be visible on the radiograph, for bone loss assessment.

Digital radiographic images were made, with the same film holder-beam aiming device for standardization of the peri-apical radiographs. The radiographs were taken with the digital sensor placed parallel to the implants and the x-ray beam directed perpendicular to the implants. For better reproducibility, indentations of the incisal edges of the implant supra-structure, and when possible, of the neighboring teeth, were taken with impression material (silicone). A small amount was put around the film holder to make a custom made bite block to improve reproducible repositioning..

All radiographic analysis were performed by a single investigator, at the University of Bern, using NIH Image J, NIH Software.

*Primary endpoint*

The primary objective is the statistical evaluation of the significant changes in the crestal bone levels evaluated from standardized peri-apical x-rays comparing the immediate and early loading procedures in each group. Bone loss, greater than 0.3 mm between the immediate and early groups, is regarded as radiographically visible. This was evaluated at the 20 to 23 week time point as well as at 1 and 2 postsurgery follow-up time points.

The secondary endpoint of this study was to document the survival and success of individual implants at all the follow-up points.

### *Implant Success Criteria*

A surviving implant is an implant that is in place at the time of recall. A particular implant will be deemed a success based on the following assessments: lack of implant mobility; absence of any continuous peri-implant radiolucency based on radiographic findings; absence of a recurrent peri-implant infection; absence of continuous recurrent pain; absence of structural failure of the implant and if an implant has lost more than 2 mm of bone between any two visits after and including the 12 months visit. Bone loss is defined as the mean of the distal and mesial measurement.

### *Adverse events*

The nature and frequency of complications and adverse events were continually assessed throughout the study. In particular, the incidence of subjective patient complaints, such as discomfort and mastication and patient satisfaction were also assessed.

### *Statistical analysis*

The statistical analysis was done using the software program SPSS® Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). The quality differences between variables were tested using the Chi-square test. Kolmogorov-Smirnov goodness-of-fit tests were computed for each response variable to assess whether parameters were normally distributed. The parametric t-Student or one-way Anova tests were used if variables were normally distributed. Nonparametric analysis Mann-Whitney or Kruskal-Wallis tests were used, when the variable was not normally distributed. It was hypothesized that there would be no difference between loading groups for the series of resonance frequency and radiographic parameters evaluated. Pearson correlation test was used to test for significant relationships between continuous variables. A p value <0,05 was considered to be statistically significant.

## **Results**

In this study 64 implants were placed in forty-two patients. The mean age was 41,81± 12,59 years, of both genders: 18 male and 24 female. No patients dropped out of the study. Of the 64 implants, 33 were placed in the immediate group, and 31 in the early loading group; 28 in the maxilla and 36 in the mandible.

The RFA revealed a mean ISQ 1 and ISQ 3 value of 71,91± 13,31 and 83,27 ± 4,99 respectively for the immediate loading group, while for the early loading group, ISQ1 and ISQ 2 were 71,05± 13,15 and 83,71 ± 5,11 respectively (table 3.22). RFA changes in ISQ values between both groups were not significant (table 3.23), measured between surgery and permanent restoration placement visit. Contrary to this, ISQ1 / ISQ 3 values in the immediate loading group (table 3.24) and ISQ2 / ISQ3 in the early loading group (table 3.25) were statistically different. However, in the early loading group there were no significant changes between ISQ 1 and ISQ 2 (table 3.26).

The radiographic mean bone level changes were  $1,32 \pm 0,5$  mm,  $1,28 \pm 0,56$  mm, and  $1,48 \pm 0,13$  mm at 20-23 weeks, 12 and 24 months respectively for the immediate loading group, while for the early loading group mean bone level changes were  $0,90 \pm 0,51$  mm,  $0,95 \pm 0,49$  mm,  $0,93 \pm 0,14$  mm at 20-23 weeks, 12 and 24 months respectively (table 3.33). The differences between groups were significant (table 3.34). The radiographic mean bone level at surgery was  $0,81 \pm 0,37$  mm and  $1,29 \pm 0,46$  mm (table 3.35), for immediate and early loading group respectively, and was also significant for both groups.

Pearson correlation coefficients showed a significant negative correlation between radiographic mean bone level change up to visit 5 (permanent restoration) and bone level measured at surgery ( $r = -0.533$ ,  $p < 0.001$ ). There was also a negative correlation between mean bone level change up to visit 5 and to 12 months follow-up ( $r = -0.388$ ,  $p = 0.002$ ). A positive correlation was found between mean bone level change up to 12 months and 24 months follow-up ( $r = 0.727$ ,  $p < 0.001$ ). These correlations were determined for all the implants placed in the study, both in the immediate and early loading group.

The radiographic mean bone level measurements for all the implants placed in the study showed significant differences ( $p = 0.034$ ) between implant diameter and mean bone level changes at 12 months follow-up, with wider diameter implants, 4.8mm, showing less marginal bone loss relative to implants of 4.1mm (table 3.38).

Radiographic mean bone level measurements also showed significant differences ( $p = 0,025$ ) between bone quality (Lelkolm and Zarb, 1985) and mean bone level changes at visit 5 (table 3.39ab).

Of the 64 implants placed, 2 failed, one in the maxilla and one in the mandible, both in the early loading group, and they were lost before the 28-34 days visit for provisional restoration placement. This means that both of them were lost before occlusal loading. These results show an implant survival rate of 93,5% in the early loading group and 100 % in the immediate loading group. However, cumulative success rates revealed better results in early loading (90,3%) than in the immediate loading group (81,1%) at 24 months follow-up, due to less marginal bone loss (table 3.43). Success rates were also higher in the mandible (94,4%) relatively to the maxilla (75,0 %) at 24 months follow-up.

## **Discussion and Conclusions**

Within the limits of the present study, it can be said:

1. RFA revealed a significantly higher implant stability (ISQ) at the time of permanent restoration, than at the time of loading for both groups. There were no differences in implant stability change between the loading groups, suggesting implant stability gain between time of loading and permanent restoration visit for both groups was not related to the loading protocol.

2. RFA showed no significant differences in implant stability between surgery and at permanent restoration (at 28-34 days) for the early loading group, suggesting that implant “stability dip” happened before 4 weeks, and could be related to the new implant surface.
3. The radiographic mean bone level measurements revealed a significant higher marginal bone loss in the immediate loading group, than in the early loading group. This may suggest that the loading is an important factor in marginal bone loss.
4. A negative correlation between marginal bone loss and how deep implants were placed at surgery was found. Also a significant difference in the radiographic marginal bone measurement was found between the two loading groups at surgery. It was found that implants in the immediate loading group were placed deeper with the polished collar in contact with the cortical bone than in the early loading group. This suggests that this factor is responsible for the higher marginal bone loss in the immediate group.
5. A negative correlation was also found between marginal bone loss up to visit 5 and to 12 months follow-up. This suggests that implants that had more marginal loss until the permanent restoration placement recovered more in the following months up to 1 year post-surgery.
6. A positive correlation was found between marginal bone loss up to 12 months and up to 24 months follow-up, but no correlation was found between the first and second year post-surgery. This may suggest that the factors (mechanical or others) that influenced the bone loss in the first year are different than the ones found in the second year.
7. The radiographic mean bone level measurements for all the implants placed in the study showed significant less bone loss for wide diameter implants (4.8), and for implants placed in quality bone type II relatively to type III.
8. The Straumann® SLActive showed a good survival rate (96,9%) for all the implants placed in the study despite aggressive protocols.
9. Success rates were higher in the early loading group according to the marginal bone loss criteria used in this study, and in the mandible relatively to the maxilla.
10. These results suggest that caution should be taken when using immediate loading protocols with implants placed in the maxilla in type III bone and especially in the pre-molar region.

From the results of this clinical study and the FEM study we can conclude this thesis affirming that immediate loading *per se* was not responsible for implant failure, it may constitute a risk for the osseointegration of dental implants. With the clinical tools at our disposal today, it is difficult to quantify the magnitude or direction of occlusal loading forces and even more difficult to know how these forces distribute themselves in the peri-implant bone. For these reasons we think that immediate loading, in the posterior region with single crowns or fixed partial bridges, should continue limited to situations where the alternative (early loading) is not possible, for example in the maxilla pre-molar region for esthetic reasons.

## **Bibliografia**

---



## 6. Bibliografia

- Abboud, M., Koeck, B., Stark, H., Wahl, G., Paillon, R. (2005) Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 61-68.
- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Linder, E., Lang, N.P., Lindhe, J. (2004) Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 15, 381-392.
- Abrahamsson, I., Berglundh, T., Wennstrom, J., Lindhe, J. (1996) The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 7, 212-219.
- Adell, R. (1985) Tissue integrated protheses in clinical dentistry. *Int Dent J* 35 (4): 259-265.
- Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Bränemark, P.I., Jemt, T. (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, 347-359.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Bränemark, P.I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10, 387-416.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Bränemark, P.I., Lindhe, J., Eriksson, B., Sbordone, L. (1986) Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 15, 39-52.
- Akagawa, Y., Hashimoto, M., Kondo, N., Satomi, K., Takata, T., Tsuru, H. (1986) Initial bone-implant interfaces of submergible and supramergible endosseous single-crystal sapphire implants. *J Prosthet Dent* 55, 96-100.
- Akagawa, Y., Sato, Y., Teixeira, E.R., Shindoi, N., Wadamoto, M. (2003) A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 30, 41-45.

- Akca, K., Cehreli, M.C., Iplikcioglu, H. (2002) A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 15, 115-121.
- Akca, K., Chang, T.-L., Tekdemir, I., Fanuscu, M.I. (2006) Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 17, 465-472.
- Akkocaoglu, M., Uysal, S., Tekdemir, I., Akca, K., Cehreli, M.C. (2005) Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 16, 202-209.
- Albrektsson, T., Eriksson, A.R., Friberg, B., Lekholm, U., Lindahl, L., Nevins, M., Oikarinen, V., Roos, J., Sennerby, L., Astrand, P. (1993) Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater* 12, 1-9.
- Albrektsson, T. Jacobsson, M. (1987) Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 57, 597-607.
- Albrektsson, T., Jansson, T., Lekholm, U. (1986a) Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 30, 151-174.
- Albrektsson, T. Wennerberg, A. (2005) The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 71, 327.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R. (1986b) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1, 11-25.
- Almeida, F. (2005) Contribuição para o estudo da carga imediata sobre implantes. In: Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, pp. 86-87.
- Aparicio, C., Gil, F.J., Fonseca, C., Barbosa, M., Planell, J.A. (2003a) Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials* 24, 263-273.
- Aparicio, C., Lang, N.P., Rangert, B. (2006) Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res* 17 Suppl 2, 2-7.
- Aparicio, C., Rangert, B., Sennerby, L. (2003b) Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain, 2002. *Clin Implant Dent Relat Res* 5, 57-60.
- Appleton, R.S., Nummikoski, P.V., Pigno, M.A., Cronin, R.J., Chung, K.H. (2005) A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 16, 161-167.
- Attard, N.J. Zarb, G.A. (2005) Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent* 94, 242-258.
- Bacon, G.E., Bacon, P.J., Griffiths, R.K. (1980) Orientation of apatite crystals in relation to muscle attachment in the mandible. *J Biomech* 13, 725-729.

- Balshi, S.F., Allen, F.D., Wolfinger, G.J., Balshi, T.J. (2005) A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 584-594.
- Barewal, R. Stanford, C. (2006) A randomized prospective clinical trial of the effect of three dental Implant Loading Protocols on Stability- an interim report. *Applied Osseointegration research* 5, 62-67.
- Barrere, F., van der Valk, C.M., Meijer, G., Dalmeijer, R.A., de Groot, K., Layrolle, P. (2003) Osteointegration of biomimetic apatite coating applied onto dense and porous metal implants in femurs of goats. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 67, 655-665.
- Becker, W., Becker, B.E., Ricci, A., Bahat, O., Rosenberg, E., Rose, L.F., Handelsman, M., Israelson, H. (2000) A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2, 159-165.
- Benn, D.K. (1992) Estimating the validity of radiographic measurements of marginal bone height changes around osseointegrated implants. *Implant Dent* 1, 79-83.
- Bertram, J.E. Swartz, S.M. (1991) The 'law of bone transformation': a case of crying Wolff? *Biol Rev Camb Philos Soc* 66, 245-273.
- Bischof, M., Nedir, R., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.P., Samson, J. (2004) Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 15, 529-539.
- Bogaerde, L., Pedretti, G., Dellacasa, P., Mozzati, M., Rangert, B. (2003) Early Function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles using Brånemark System® macined-surface implants: an 18-month prospective clinical multicenter study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 5, 21-28.
- Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 92, 523-530.
- Brägger, U. (1994) Radiographic parameters for the evaluation of peri-implant tissues. *Periodontol* 2000 4, 87-97.
- Brånemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16, 1-132.
- Brånemark, P.I., Breine, U., Lindstrom, J., Adell, R., Hansson, B.O., Ohlsson P (1969) Intra-osseous anchorage of dental prostheses.I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3: 81-100.
- Brånemark, P.I., Zarb, G., Albrektesson, T. (1985) Tissue Integrated Prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence*, 11-77.
- Brunski, J.B. (1993) Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implan-tol Update* 4, 77-81.
- Brunski, J.B. (1999) In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 13, 99-119.

- Brunski, J.B., Moccia, A.F., Jr., Pollack, S.R., Korostoff, E., Trachtenberg, D.I. (1979) The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. *J Dent Res* 58, 1970-1980.
- Buchs, A.U., Levine, L., Moy, P. (2001) Preliminary report of immediately loaded Altiva Natural Tooth Replacement dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 3, 97-106.
- Buchter, A., Wiechmann, D., Koerdt, S., Wiesmann, H.P., Piffko, J., Meyer, U. (2005) Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 16, 473-479.
- Burger, E.H., Klein-Nulend, J. (1999) Mechanotransduction in bone--role of the lacuno-canalicular network. *Faseb J* 13 Suppl, S101-112.
- Burger, E.H., Klein-Nulend, J., Smit, T.H. (2003) Strain-derived canalicular fluid flow regulates osteoclast activity in a remodelling osteon--a proposal. *J Biomech* 36, 1453-1459.
- Buser, D., Broggini, N., Wieland, M., Schenk, R.K., Denzer, A.J., Cochran, D.L., Hoffmann, B., Lussi, A., Steinemann, S.G. (2004) Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 83, 529-533.
- Buser, D., Mericske-Stern, R., Dula, K., Lang, N.P. (1999a) Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res* 13, 153-161.
- Buser, D., Nydegger, T., Oxland, T., Cochran, D.L., Schenk, R.K., Hirt, H.P., Snetivy, D., Nolte, L.P. (1999b) Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 45, 75-83.
- Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H., Stich, H. (1991) Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 25, 889-902.
- Buser, D., von Arx, T., ten Bruggenkate, C., Weingart, D. (2000) Basic surgical principles with ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 11 Suppl 1, 59-68.
- Buser, D.A., Schroeder, A., Sutter, F., Lang, N.P. (1988) The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3, 173-181.
- Butz, F., Aita, H., Wang, C.J., Ogawa, T. (2006) Harder and stiffer bone osseointegrated to roughened titanium. *J Dent Res* 85, 560-565.
- Calandriello, R., Tomatis, M., Rangert, B. (2003a) Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 Suppl 1, 10-20.
- Calandriello, R., Tomatis, M., Vallone, R., Rangert, B., Gottlow, J. (2003b) Immediate occlusal loading of single lower molars using Brånemark System Wide-Platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 Suppl 1, 74-80.

- Cannizzaro, G. Leone, M. (2003) Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: a prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 512-522.
- Caramês, J. (2001) Contribuição para o estudo do comportamento biomecânico de diferentes modelos de implantes endoósseos. In: Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa, pp. 379-383.
- Cecchinato, D., Olsson, C., Lindhe, J. (2004) Submerged or non-submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. *J Clin Periodontol* 31, 299-308.
- Cehreli, M., Duyck, J., De Cooman, M., Puers, R., Naert, I. (2004) Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 15, 249-257.
- Cehreli, M.C., Akkocaoglu, M., Comert, A., Tekdemir, I., Akca, K. (2005) Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res* 16, 540-548.
- Chang, M.C., Ko, C.C., Liu, C.C., Douglas, W.H., DeLong, R., Seong, W.J., Hodges, J., An, K.N. (2003) Elasticity of alveolar bone near dental implant-bone interfaces after one month's healing. *J Biomech* 36, 1209-1214.
- Chiapasco, M., Abati, S., Romeo, E., Vogel, G. (2001) Implant-retained mandibular overdentures with Bränemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16, 537-546.
- Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., Choi, Y.C., Baik, H.K., Ku, Y., Kim, M.H. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 29, 565-574.
- Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C., Gilat, A. (1993) Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 2, 183-189.
- Clough, R. (1960) The finite element method in plane stress analysis. *Proceedings 2nd ASCE Conference on Electronic Computation*, Pittsburg PA.
- Cochran, D.L. (1999) A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 70, 1523-1539.
- Cochran, D.L., Buser, D., ten Bruggenkate, C.M., Weingart, D., Taylor, T.M., Bernard, J.P., Peters, F., Simpson, J.P. (2002) The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 13, 144-153.
- Cochran, D.L., Hermann, J.S., Schenk, R.K., Higginbottom, F.L., Buser, D. (1997) Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 68, 186-198.
- Cochran, D.L., Morton, D., Weber, H.P. (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 Suppl, 109-113.

- Cochran, D.L., Schenk, R.K., Lussi, A., Higginbottom, F.L., Buser, D. (1998) Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 40, 1-11.
- Conner, K.A., Sabatini, R., Mealey, B.L., Takacs, V.J., Mills, M.P., Cochran, D.L. (2003) Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched, and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. *J Periodontol* 74, 658-668.
- Cornelini, R., Cangini, F., Covani, U., Barone, A., Buser, D. (2004) Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 855-860.
- Cornelini, R., Cangini, F., Covani, U., Barone, A., Buser, D. (2006) Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21, 914-918.
- Corso, M., Sirota, C., Fiorellini, J., Rasool, F., Szmukler-Moncler, S., Weber, H.P. (1999) Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. *J Prosthet Dent* 82, 428-435.
- Cowin, S.C. (1990) Deviatoric and hydrostatic mode interaction in hard and soft tissue. *J Biomech* 23, 11-14.
- Cox, J.F. Zarb, G.A. (1987) The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2, 91-100.
- Cune, M.S., van Rossen, I.P., de Putter, C., Wils, R.P. (1996) A clinical retrospective evaluation of FA/HA coated (Biocomp) dental implants. Results after 1 year. *Clin Oral Implants Res* 7, 345-353.
- da Cunha, H.A., Francischone, C.E., Filho, H.N., de Oliveira, R.C. (2004) A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 578-585.
- Davies, J.E. (2003) Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 67, 932-949.
- De Smet, E., Jacques, V.N., Weveres, M., Jasen, J.A., Jacobs, R., Vander Sloten, J., Naert, I.E. (2006) Effect of controlled early implant loading on bone healing and bone mass in guinea pigs, as assessed by micro-CT and histology. *Eur J Oral Sci* 114, 232-242.
- Degidi, M., Piattelli, A. (2003) Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol* 74, 225-241.
- Degidi, M., Piattelli, A., Gehrke, P., Felice, P., Carinci, F. (2006) Five-year outcome of 111 immediate non-functional single restorations. *J Oral Implantol* 32, 277-285.
- Degidi, M., Scarano, A., Piattelli, M., Perrotti, V., Piattelli, A. (2005) Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. *J Oral Implantol* 31, 18-24.

- Derhami, K., Wolfaardt, J.F., Faulkner, G., Grace, M. (1995) Assessment of the periost device in Basileiaine mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10, 221-229.
- Donath, K. Breuner, G. (1982) A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol* 11, 318-326.
- Drago, C.J. Lazzara, R.J. (2004) Immediate provisional restoration of Osseotite implants: a clinical report of 18-month results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 534-541.
- Duyck, J., Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J., Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 12, 207-218.
- Duyck, J., Vandamme, K., Geris, L., Van Oosterwyck, H., De Cooman, M., Vandersloten, J., Puers, R., Naert, I. (2006) The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol* 51, 1-9.
- Duyck, J., Vrielinck, L., Lambrichts, I., Abe, Y., Schepers, S., Politis, C., Naert, I. (2005) Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7, 150-158.
- Elias, J.J., Brunski, J.B., Scarton, H.A. (1996) A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 728-734.
- Ellingsen, J.E., Johansson, C.B., Wennerberg, A., Holmen, A. (2004) Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 659-666.
- Ericsson, I., Nilner, K., Klinge, B., Glantz, P.O. (1996) Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res* 7, 20-26.
- Ersanli, S., Karabuda, C., Beck, F., Leblebicioglu, B. (2005) Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol* 76, 1066-1071.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., Unsal, E. (2004) The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 91, 144-150.
- Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U., Thomsen, P. (1998a) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 106, 527-551.
- Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U., Thomsen, P. (1998b) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106, 721-764.
- Esposito, M., Worthington, H.V., Thomsen, P., Coulthard, P. (2004) Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*, CD003878.
- Evans, G.H., Mendez, A.J., Caudill, R.F. (1996) Loaded and nonloaded titanium versus hydroxyapatite-coated threaded implants in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 360-371.

- Fazzalari, N.L., Forwood, M.R., Smith, K., Manthey, B.A., Herreen, P. (1998) Assessment of cancellous bone quality in severe osteoarthritis: bone mineral density, mechanics, and microdamage. *Bone* 22, 381-388.
- Ferguson, S.J., Broggin, N., Wieland, M., de Wild, M., Rupp, F., Geis-Gerstorfer, J., Cochran, D.L., Buser, D. (2006) Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 78, 291-297.
- Ferrigno, N., Laureti, M., Fanali, S., Grippaudo, G. (2002) A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res* 13, 260-273.
- Fiorellini, J.P., Buser, D., Paquette, D.W., Williams, R.C., Haghghi, D., Weber, H.P. (1999) A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants in beagle dogs. *J Periodontol* 70, 248-254.
- Friberg, B., Jemt, T., Lekholm, U. (1991) Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6, 142-146.
- Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N., Lekholm, U. (1999) A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28, 297-303.
- Frost, H.M. (1989) Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory. In: Martin R B, Burr DB(eds). *Structure, function and adaptation of compact bone*, 179-181.
- Frost, H.M. (1992) Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 19, 257-271.
- Frost, H.M. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74, 3-15.
- Froum, S.J., Simon, H., Cho, S.C., Elian, N., Rohrer, M.D., Tarnow, D.P. (2005) Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 54-60.
- Fugazzotto, P.A., Wheeler, S.L., Lindsay, J.A. (1993) Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *J Periodontol* 64, 1085-1087.
- Gapski, R., Wang, H.L., Mascarenhas, P., Lang, N.P. (2003) Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* 14, 515-527.
- Geng, J.P., Ma, Q.S., Xu, W., Tan, K.B., Liu, G.R. (2004) Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 31, 233-239.
- Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85, 585-598.

- Glauser, R., Lundgren, A.K., Gottlow, J., Sennerby, L., Portmann, M., Ruhstaller, P., Hammerle, C.H. (2003) Immediate occlusal loading of Bränemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 Suppl 1, 47-56.
- Glauser, R., Ree, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hammerle, C.H., Scharer, P. (2001) Immediate occlusal loading of Bränemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 3, 204-213.
- Glauser, R., Ruhstaller, P., Windisch, S., Zembic, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hammerle, C.H. (2005) Immediate occlusal loading of Bränemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 Suppl 1, S52-59.
- Glauser, R., Sennerby, L., Meredith, N., Ree, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hammerle, C.H. (2004) Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 15, 428-434.
- Gotfredsen, K., Berglundh, T., Lindhe, J. (2001a) Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 12, 552-558.
- Gotfredsen, K., Berglundh, T., Lindhe, J. (2001b) Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 12, 196-201.
- Gotfredsen, K., Wennerberg, A., Johansson, C., Skovgaard, L.T., Hjorting-Hansen, E. (1995) Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 29, 1223-1231.
- Gottlander, M., Albrektsson, T. (1991) Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6, 399-404.
- Grondahl, K., Lekholm, U. (1997) The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 59-64.
- Guerra, F. (2003) Biomimética Formulações haptotáticas para aplicação em regeneração óssea. In: Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, pp. 34-35.
- Hammerle, C.H., Bragger, U., Burgin, W., Lang, N.P. (1996) The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res* 7, 111-119.
- Hansson, S. (2006) The Dental Implant Meets Bone-a Clash of Two Paradigms. *Applied Osseointegration Research* 5, 5-17.
- Henry, P., Rosenberg, I. (1994) Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 6, 15-22; quiz 24.
- Hermann, I., Lekholm, U., Holm, S., Kultje, C. (2005) Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Journal of oral and maxillofacial Implants* 20, 220-230.

- Hermann, J.S., Buser, D., Schenk, R.K., Cochran, D.L. (2000) Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 71, 1412-1424.
- Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Nummikoski, P.V., Buser, D., Schenk, R.K., Cochran, D.L. (2001) Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16, 475-485.
- Hernandez, C.J. Keaveny, T.M. (2006) A biomechanical perspective on bone quality. *Bone* 39, 1173-1181.
- Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S. (2004) Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 91, 20-25.
- Hoffler, C.E., Moore, K.E., Kozloff, K., Zysset, P.K., Brown, M.B., Goldstein, S.A. (2000) Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. *Bone* 26, 603-609.
- Horiuchi, K., Uchida, H., Yamamoto, K., Sugimura, M. (2000) Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 824-830.
- Hoshaw, S.J., Brunski, J.B., Cochran, G.V.B. (1994a) Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 9, 345-360.
- Huang, H.M., Lee, S.Y., Yeh, C.Y., Lin, C.T. (2002) Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 13, 65-74.
- Huwiler, M.A., Pjetursson, B.E., Bosshardt, D.D., Salvi, G.E., Lang, N.P. (2007) Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res* 18, 275-280.
- Isidor, F. (2006) Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 17, 8-18.
- Ismail, Y.H., Pahountis, L.N., Fleming, J.F. (1987) Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol* 4, 25-31.
- Ivanoff, C.J., Hallgren, C., Widmark, G., Sennerby, L., Wennerberg, A. (2001) Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res* 12, 128-134.
- Jaffin, R.A. Berman, C.L. (1991) The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 62, 2-4.
- Jaffin, R.A., Kumar, A., Berman, C.L. (2004) Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 721-730.
- Jemt, T., Lekholm, U., Adell, R. (1989) Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4, 211-217.

- Johansson, C., Albrektsson, T. (1991a) A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 2, 24-29.
- Johansson, C., Sennerby, L., Albrektsson, T. (1991b) A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6, 437-441.
- Johansson, P., Strid, K. (1994b) Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9, 279-288.
- Jung, Y.C., Han, C.H., Lee, K.W. (1996) A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 811-818.
- Jungner, M., Lundqvist, P., Lundgren, S. (2005) Oxidized titanium implants (Nobel Biocare TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin Oral Implants Res* 16, 308-312.
- Kaneko, T. (1991) Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials* 12, 555-560.
- Keller, T.S. (1994) Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 27, 1159-1168.
- Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Nemoto, K., Aida, M. (2005) Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J* 24, 219-224.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004) Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 15, 401-412.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2005) Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 32, 279-286.
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., Amouriq, Y. (2006) Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* doi:10.1016/j.dental.2006.06.025.
- Ledermann, P. (1979) [Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws]. *Dtsch Zahnarzt Z* 34, 907-911.
- Lekholm U., Zarb G. (1985) Patient selection and preparation. In: Branemark, P.-I., Zarb, G.A., Albrektsson, T., (eds). *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, 199-209. Chicago Quintessece, pp. 199-209.
- Linkow, L.I. Chérchéve, R. (1970) *Theories and Techniques of Oral Implantology Vol.1*: St. Louis: CV Mosby Company.
- Lorenzoni, M., Pertl, C., Zhang, K., Wegscheider, W.A. (2003) In-patient comparison of immediately loaded and non-loaded implants within 6 months. *Clin Oral Implants Res* 14, 273-279.

- Lum, L.B. (1991) A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 17, 126-131.
- Lum, L.B. Osier, J.F. (1992) Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 18, 343-348.
- Maló, P., Rangert, B., Dvarsater, L. (2000) Immediate function of Bränemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2, 138-146.
- Manz, M.C. (2000) Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol* 5, 137-151.
- Meijer, H.J., Steen, W.H., Bosman, F. (1992) Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *J Prosthet Dent* 68, 318-321.
- Mellal, A., Wiskott, H.W., Botsis, J., Scherrer, S.S., Belser, U.C. (2004) Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 15, 239-248.
- Meredith, N. (1998a) A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng* 26, 275-291.
- Meredith, N. (1998b) Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11, 491-501.
- Meredith, N., Alleyne, D., Cawley, P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 7, 261-267.
- Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., Sennerby, L. (1997) Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 8, 226-233.
- Meredith, N., Cawley, P., Alleyne, D. (1994) The application of modal vibration analysis in study bone-healing in-vivo. *J Dental Research* 73, 793.
- Mericske-Stern, R., Piotti, M., Sirtes, G. (1996) 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 7, 387-396.
- Meyer, U., Joos U., Mythili J., Stamm T., Hohoff A., Fillies T., Stramann U., Wiesmann H. (2003) Ultrastructural characterization of implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 25, 1959-1967.
- Misch, C.E. (1988) Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 7, 39-40.
- Misch, C.E. (1990) Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol* 6, 23-31.

- Misch, C.E., Bidez, M.W. (2005a) A Scientific Rationale for Dental Implant Design In: Dental Implant prosthetics. ed. Misch, C.E., St. Louis: C.V. Mosby, pp. 322-346.
- Misch, C.E., Qu, Z., Bidez, M.W. (1999) Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 57, 700-706; discussion 706-708.
- Misch, C.E., Steingga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L.J., Kazor, C. (2006) Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 77, 1340-1347.
- Misch, C.E., Suzuki, J.B., Misch-Dietsh, F.M., Bidez, M.W. (2005b) A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 14, 108-116.
- Molly, L. (2006) Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implant Res* 17, 124-135.
- Mombelli, A., Lang, N.P. (1994) Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol* 2000 4, 81-86.
- Morris, H.F., Ochi, S., Spray, J.R., Olson, J.W. (2000) Periodontal-type measurements associated with hydroxyapatite-coated and non-HA-coated implants: uncovering to 36 months. *Ann Periodontol* 5, 56-67.
- Mourão, J. (2005) Comportamento de implantes endo-ósseos submetidos a carga imediata – Estudo experimental em cães Beagle. In: Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa, pp. 222-224.
- Mueller, W.D., Gross, U., Fritz, T., Voigt, C., Fischer, P., Berger, G., Rogaschewski, S., Lange, K.P. (2003) Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. *Clin Oral Implants Res* 14, 349-356.
- Mullender, M.G., Dijcks, S.J., Bacabac, R.G., Semeins, C.M., Van Loon, J.J., Klein-Nulend, J. (2006) Release of nitric oxide, but not prostaglandin E2, by bone cells depends on fluid flow frequency. *J Orthop Res* 24, 1170-1177.
- Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M., Quirynen, M., van Steenberghe, D. (2001a) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12, 245-251.
- Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M., Van Steenberghe, D. (2001b) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12, 237-244.
- Natali, A.N., Meroi, E.A., Williams, K.R., Calabrese, L. (1997) Investigation of the integration process of dental implants by means of a numerical analysis of dynamic response. *Dent Mater* 13, 325-332.
- Natali, A.N., Pavan, P.G. (2000) Evaluation of limit strength in implant-bone interaction with regard to dental prosthesis devices In: Van Oosterwyck *et al*(2002) Finite element Studies on the role of mechanical loading in bone response around oral implants. *Meccanica* 37, 441-451.

- Natali, A.N., Pavan, P.G., Ruggero, A.L. (2006a) Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 17, 67-74.
- Natali, A.N., Pavan, P.G., Schileo, E., Williams, K.R. (2006b) A numerical approach to resonance frequency analysis for the investigation of oral implant osseointegration. *J Oral Rehabil* 33, 674-681.
- Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.P., Samson, J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res* 15, 520-528.
- Nikellis, I., Levi, A., Nicolopoulos, C. (2004) Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 116-123.
- Nkenke, E., Fenner, M. (2006) Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res* 17 Suppl 2, 19-34.
- Norton, M.R. (2004) A short-term clinical evaluation of immediately restored maxillary TiOblast single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 274-281.
- O'Mahony, A., Williams, J., Spencer, P. (2001) Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin. Oral Impl. Res.* 12, 648-657.
- O'Sullivan, D., Sennerby, L., Meredith, N. (2000) Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2: 85-92.
- O'Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., Meredith, N. (2004) A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 6: 48-57.
- Oh, T.J., Yoon, J., Misch, C.E., Wang, H.L. (2002) The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 73, 322-333.
- Olive, J., Aparicio, C. (1990) Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, 390-400.
- Olsen, S., Ferguson, S.J., Sigrist, C., Fritz, W.R., Nolte, L.P., Hallermann, W., Caversaccio, M. (2005) A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res* 16, 53-59.
- Otoni, J.M., Oliveira, Z.F., Mansini, R., Cabral, A.M. (2005) Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 769-776.
- Palmer, R.M., Palmer, P.J., Smith, B.J. (2000) A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 11, 179-182.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton, D.A. (1997) 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 25, 485-491.

- Pattijn, V., Van Lierde, C., Van der Perre, G., Naert, I., Vander Sloten, J. (2006) The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech* 39, 939-947.
- Petrie, C. Williams, J. (2002) Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the p-version finite element method. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2, 339-345.
- Piattelli, M., Scarano, A., Paolantonio, M., Iezzi, G., Petrone, G., Piattelli, A. (2002) Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 28, 2-8.
- Piliero, S.J., Schnitman, P., Pentel, L., Cranin, A.N., Dennison, T.A. (1973) Histopathology of oral endosteal metallic implants in dogs. *J Dent Res* 52, 1117-1127.
- Proussaefs, P., Kan, J., Lozada, J., Kleinman, A., Farnos, A. (2002) Effects of immediate loading with threaded hydroxyapatite-coated root-form implants on single pré-molar replacements: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17, 567-572.
- Proussaefs, P. Lozada, J. (2004) Immediate loading of hydroxyapatite-coated implants in the maxillary pré-molar area: three-year results of a pilot study. *J Prosthet Dent* 91, 228-233.
- Qin, Y.X., Kaplan, T., Saldanha, A., Rubin, C. (2003) Fluid pressure gradients, arising from oscillations in intramedullary pressure, is correlated with the formation of bone and inhibition of intracortical porosity. *J Biomech* 36, 1427-1437.
- Quinlan, P., Nummikoski, P., Schenk, R., Cagna, D., Mellonig, J., Higginbottom, F., Lang, K., Buser, D., Cochran, D. (2005) Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 360-370.
- Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D. (1992a) Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. *Clin Oral Implants Res* 3, 104-111.
- Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D., Dekeyser, C., Callens, A. (1992b) Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 19, 118-126.
- Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D., Teerlinck, J., Dekeyser, C., Theuniers, G. (1991) Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol* 18, 719-728.
- Raghavendra S.(2005) Early Wound Healing Around Endosseous Implants: A Review of the Literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 425-431.
- Razavi, R., Zena, R.B., Khan, Z., Gould, A.R. (1995) Anatomic site evaluation of edentulous maxilla for dental implant placement. *J Prosthodont* 4, 90-94.
- Renouard, F. Nisand, D. (2006) Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 17 Suppl 2, 35-51.

- Ricci, G., Aimetti, M., Stablum, W., Guasti, A. (2004) Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 597-602.
- Roberts, W.E. Garetto, L.P. (1999) Bone physiology and metabolism. In : Misch, C. E. ed. *Implant dentistry*. 2nd edition St Louis; Mosby, 225-237.
- Roberts, W.E., Turley, P.K., Brezniak, N., Fielder, P.J. (1987) Implants: Bone physiology and metabolism. *Cda J* 15, 54-61.
- Robling, A.G., Castillo, A.B., Turner, C.H. (2006) Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu Rev Biomed Eng* 8, 455-498.
- Rocci, A., Martignoni, M., Gottlow, J. (2003) Immediate loading of Brånemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 Suppl 1, 57-63.
- Rocuzzo, M., Bunino, M., Prioglio, F., Bianchi, S.D. (2001) Early loading of sandblasted and acidetched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study One-year results CUn. *Oral Impl. Res* 12, 572-578.
- Rocuzzo, M. Wilson, T. (2002) A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. *Clin Oral Implants Res* 13, 502-507.
- Romanos, G.E. Nentwig, G.H. (2006) Immediate versus delayed functional loading of implants in the posterior mandible: a 2-year prospective clinical study of 12 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26, 459-469.
- Romeo, E., Chiapasco, M., Lazza, A., Casentini, P., Ghisolfi, M., Iorio, M., Vogel, G. (2002) Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 13, 495-501.
- Rupp, F., Scheideler, L., Olshanska, N., de Wild, M., Wieland, M., Geis-Gerstorfer, J. (2006) Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res A* 76, 323-334.
- Sagara, M., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1993) The effects of early occlusal loading on one-stage titanium alloy implants in beagle dogs: a pilot study. *J Prosthet Dent* 69, 281-288.
- Salama, H., Rose, L.F., Salama, M., Betts, N.J. (1995) Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 15, 344-361.
- Sato, Y., Teixeira, E.R., Shindoi, N., Wadamoto, M., Akagawa, Y. (1997) Effect of bone length on stress distribution in implant FEA. *J Dent Res* 76, 328.
- Scacchi, M. (2000) The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 11 Suppl 1, 8-21.

- Schaffler, M.B., Choi, K., Milgrom, C. (1995) Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone* 17, 521-525.
- Schenk, R.K. Buser, D. (1998) Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000 17, 22-35.
- Schincaglia, G.P., Marzola, R., Scapoli, C., Scotti, R. (2007) Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study--machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22, 35-46.
- Schnitman, P.A., Wohrle, P.S., Rubenstein, J.E., DaSilva, J.D., Wang, N.H. (1997) Ten-year results for Bränemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 495-503.
- Schroeder, A., Van der Zypen, E., Stich, H. (1981) The reaction of bone connective tissue, and epitilium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J maxillofac surg*, 15-25.
- Schupbach, P., Glauser, R., Rocci, A., Martignoni, M., Sennerby, L., Lundgren, A., Gottlow, J. (2005) The human bone-oxidized titanium implant interface: A light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 Suppl 1, S36-43.
- Schwartz-Dabney, C.L. Dechow, P.C. (2003) Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 120, 252-277.
- Sennerby, L. Meredith, N. (2002) Analisi della freuqenza di resonaza(RFA) In: Glauser *et al* (2003) Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal Loading. *Clin Oral Implant Res* 15, 428-434.
- Sennerby, L., Thomsen, P., Ericson, L.E. (1992) A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7, 62-71.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarlan, M.A., Eskitascioglu, G. (2005) Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 93, 227-234.
- Simsek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., Eser, A. (2006) Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys* 28, 199-213.
- Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., Miyakawa, O. (1998) Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 781-790.
- Sul, Y.T., Johansson, C., Wennerberg, A., Cho, L.R., Chang, B.S., Albrektsson, T. (2005) Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20, 349-359.
- Sul, Y.T., Johansson, C.B., Jeong, Y., Wennerberg, A., Albrektsson, T. (2002) Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implants Res* 13, 252-259.

- Sullivan, D.Y., Sherwood, R.L., Collins, T.A., Krogh, P.H. (1996) The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 179-185.
- Szmukler-Moncler, S., Piattelli, A., Favero, G.A., Dubruille, J.H. (2000) Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 11, 12-25.
- Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y., Dubruille, J.H. (1998) Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 43, 192-203.
- Tarnow, D.P., Emtiaz, S., Classi, A. (1997) Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 319-324.
- Tawse-Smith, A., Payne, A.G., Kumara, R., Thomson, W.M. (2002) Early loading of unsplinted implants supporting mandibular overdentures using a one-stage operative procedure with two different implant systems: a 2-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 4, 33-42.
- Tawse-Smith, A., Perio, C., Payne, A.G., Kumara, R., Thomson, W.M. (2001) One-stage operative procedure using two different implant systems: a prospective study on implant overdentures in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 3, 185-193.
- Teerlinck, J., Quiryment, M., Darius, P., van Steenberghe, D. (1991) Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 6: 55-61.
- Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998) A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 25, 299-303.
- Testori, T., Del Fabbro, M., Feldman, S., Vincenzi, G., Sullivan, D., Rossi, R., Jr., Anitua, E., Bianchi, F., Francetti, L., Weinstein, R.L. (2002) A multicenter prospective evaluation of 2-months loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. *Clin Oral Implants Res* 13, 154-161.
- Testori, T., Wiseman, L., Woolfe, S., Porter, S.S. (2001) A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16, 193-200.
- Timoshenko, S.P. Goodier, J.P. (1970) *Theory of Elasticity*. 3rd edition: McGraw-Hill Publishing Co.
- Tirisi, P. Rao, W. (1999) Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Impl Res*. 10, 1-7.
- Trisi, P., Lazzara, R., Rao, W., Rebaudi, A. (2002) Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22, 535-545.
- Trisi, P., Lazzara, R., Rebaudi, A., Rao, W., Testori, T., Porter, S.S. (2003a) Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol* 74, 945-956.

- Trisi, P., Marcato, C., Todisco, M. (2003b) Bone-to-implant apposition with machined and MTX microtextured implant surfaces in human sinus grafts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 23, 427-437.
- Trisi, P., Rao, W. (1999) Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 10, 1-7.
- Truhlar, R.S., Morris, H.F., Ochi, S., Winkler, S. (1994) Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG Interim Report No. 7. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent* 3, 252-255.
- Turner, M., Clough, R., Topp, L. (1956) Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J. Aeronaut. Sci.* 23, 805-823.
- van Eijden, T.M. (2000) Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 11, 123-136.
- van Kampen, F., Cune, M., van der Bilt, A., Bosman, F. (2005) The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 16, 587-593.
- van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., Puers, R., Naert, I., (2002) Finite element studies on the role of mechanical loading in bone response around oral implants. *Meccanica* 37, 441-451.
- van Steenberghe, D., Tricio, J., Naert, I., Nys, M. (1995) Damping characteristics of bone-to-implant interfaces. A clinical study with the Periostest device. *Clin Oral Implants Res* 6, 31-39.
- Vandamme, K., Naert, I., Geris, L., Vander Sloten, J., Puers, R., Duyck, J. (2007) Influence of controlled immediate loading and implant design on peri-implant bone formation. *J Clin Periodontol* 34, 172-181.
- Vatsa, A., Mizuno, D., Smit, T.H., Schmidt, C.F., MacKintosh, F.C., Klein-Nulend, J. (2006) Bio imaging of intracellular NO production in single bone cells after mechanical stimulation. *J Bone Miner Res* 21, 1722-1728.
- Vitins, V., Dobelis, M., Middleton, J., Limbert, G., Knets, I. (2003) Flexural and creep properties of human jaw compact bone for FEA studies. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6, 299-303.
- Watzek, G., Zechner, W., Ulm, C., Tangl, S., Tepper, G. (2005) Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res* 16, 408-416.
- Watzek (2004) Frequency Distribution of Structural Bone qualities. . In: Watzek G.(ed). *Implants in qualitatively compromised bone*. Quintessence Publishing Co, Ltd, 30-32.
- Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Anand, S.C., Schuessler, R. (1976) Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 55, 772-777.
- Weng, D., Jacobson, Z., Tarnow, D., Hurzeler, M.B., Faehn, O., Sanavi, F., Barkvoll, P., Stach, R.M. (2003) A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 417-423.

- Wennerberg, A., Albrektsson, T., Andersson, B., Krol, J.J. (1995) A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 6, 24-30.
- Wennerberg, A., Hallgren, C., Johansson, C., Danelli, S. (1998) A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 9, 11-19.
- Winkler, S., Morris, H.F., Ochi, S. (2000) Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 5, 22-31.
- Wiskott, H.W. Belser, U.C. (1999) Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 10, 429-444.
- Wolff, J. (1988) Concerning the interrelationship between form and function of the individual parts of the organism. By Julius Wolff, 1900. *Clin Orthop Relat Res*, 2-11.
- Wyatt, C., S., B., Limor, A.-A., Zarb, A. (2000) A computer-assisted measurement technique to assess bone proximal to oral implants on intraoral radiographs. *Clin Oral Impl Res* 12, 225-229.
- Wyatt, C.C. Zarb, G.A. (2002) Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. *Clin Oral Implants Res* 13, 162-168.
- Yokoyama, K., Ichikawa, T., Murakami, H., Miyamoto, Y., Asaoka, K. (2002) Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 23, 2459-2465.
- Zarb, G. Albrektsson, T. (1991) "Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament? *Int J Periodontol Rest Dent* 11, 88-91.
- Zarb, G., Lekholm, U., Albrektsson, T., Tenenbaum, H. (2002) Introduction: Clinical Considerations for Implant-Supported Prostheses in Elderly Patients. In: *Aging Osteoporosis and Dental Implants*. Quintessence Publishing Co, Inc. pp. 1-14.
- Zechner, W., Trinkl, N., Watzak, G., Busenlechner, D., Tepper, G., Haas, R., Watzek, G. (2004) Radiologic follow-up of peri-implant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 216-221.
- Zhang, J.K. Chen, Z.Q. (1998) The study of effects of changes of elastic modulus of materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. *West China Journal of Stomatology* 16, 274-278.
- Zysset, P.K., Guo, X.E., Hoffer, C.E., Moore, K.E., Goldstein, S.A. (1999) Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J Biomech* 32, 1005-1012.

## **Anexos**

---



## 7. Anexos

### ANEXO 1

#### *Lista de Abreviaturas*

<b>AFR</b> Análise da Frequência de Ressonância	<b>Grup</b> Grupo
<b>Alt</b> Altura disponível para colocação do implante	<b>H</b> Horizontal
<b>Ani</b> Anisotrópico	<b>H0</b> Hipótese Nula
<b>Apara</b> Aparafusadas	<b>I</b> Imediata
<b>BMP</b> Bone morphogenetic proteins	<b>IH</b> Índice de Hemorragia
<b>C</b> Carga	<b>Imp</b> Implante
<b>CD</b> Carga deferida;	<b>Incid</b> Incidentes adversos
<b>CI</b> Carga imediata	<b>IP</b> Índice de Placa
<b>Ciment</b> Cimentadas	<b>ISQ</b> Implant stability quotient
<b>CINF</b> Carga imediata não funcional	<b>Iso</b> Isotrópico
<b>Cirurg</b> Cirurgia	<b>L M-D</b> Largura mesio-distal
<b>Coef. V</b> Coeficiente de poisson	<b>L V-L</b> Largura vestibulo-lingual
<b>Col</b> Colocação	<b>MEF</b> Métodos de Elementos Finitos
<b>Comp</b> Comprimento	<b>M</b> Masculino
<b>Cort</b> Cortical	<b>Mand</b> Mandíbula
<b>CP</b> Carga precoce	<b>Maq</b> Maquinados
<b>Cv</b> Convergente	<b>Maxi</b> Maxila
<b>D</b> Densidade	<b>Mod. E</b> Módulo de elasticidade longitudinal
<b>Def Max</b> Deformação principal máxima	<b>max</b> Valor máximo
<b>Def Min</b> Deformação principal mínima	<b>md</b> Média
<b>Def v Mises</b> Deformação efectiva de Von Mises	<b>min</b> Valor mínimo
<b>Diam</b> Diâmetro	<b>N</b> Número de implantes
<b>Dist</b> Distância	<b>Nasc</b> Nascimento
<b>Dp</b> desvio padrão	<b>n</b> Número de amostra
<b>Esp Cort</b> Espessura da cortical	<b>na</b> Não se aplica
<b>EP</b> Estabilidade primária	<b>O</b> Oblíqua
<b>F</b> Ferulizada	<b>Omb</b> Ombro
<b>Fc</b> Forma da crista	<b>Osso Cort</b> Osso cortical
<b>FDI</b> Federação Dentária Internacional	<b>P</b> Precoce
<b>FFT</b> Fast Fourier Transform	<b>Paci</b> Paciente
<b>FR</b> Frequência de ressonância	<b>Par</b> Paralela
	<b>PIM</b> Posição de Interscupidação Máxima
	<b>P Impl</b> Peri-implantar

**Prog** Programa de Software  
**p** Probabilidade  
**Rand** Randomizados  
**Ret** Retirados  
**R** Retentiva  
**SLA** Sandblasting and Acid etching  
**Split** Split-mouth  
**Sem** Semana  
**T** Tipo  
**Temp** Tempo  
**TiU** TiUnite  
**TO** Tipo de Osso  
**TPS** Titânio plasma spray  
**Trab** Osso trabecular  
**Transd** Transdutor.  
**Transv** Transversalmente  
**TSC** Taxa de sucesso cumulativo  
**U** Unitária  
**VTI** Valor de torque de inserção  
**V** Vertical  
**V1** Visita 1  
**V2** Visita 2  
**V3** Visita 3  
**V4** Visita 4  
**V5** Visita 5  
**V6** Visita 6  
**V7** Visita 7  
**V8** Visita 8  
**2D** Duas dimensões  
**3D** Três dimensões

## ANEXO 2

## Autorização da Comissão de Ética



S. R.  
**MINISTÉRIO DA SAÚDE**  
**HOSPITAIS DA UNIVERSIDADE DE COIMBRA**  
 Av. Bissaya Barreto  
 e  
 Praceta Prof. Mota Pinto  
 3000-075 COIMBRA

Visto / Ao  
 G.A.I. para  
 difusão

HELEN. 21/06/04  
 DIRECTOR CLÍNICO  
 H.U.C.

WSE

Telefones { Bloco Central / Bloco de Celas { 239 400 400  
 239 400 500  
 239 400 600  
 239 403 939  
 Maternidade Dr. Daniel de Matos - 239 403 060  
 Telefax n.º 239 623 907

## COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE

Presidente: Prof. Doutor João Manuel Pedroso Lima; Vice-Presidente:  
 Dr. David Amador Rocha; Vogais: Dra. Maria Odete Isabel; Dr. José  
 Gonçalo Pereira Diniz Vieira; Prof. Doutor Carlos Alberto Fontes Ribeiro  
 Enfermeiro: José Mendes Bajanca; Jurista: Prof. Doutor José de Faria e Costa;  
 Teólogo: Dr. Vasco Pinto de Magalhães

Exmº Senhor:  
 Director Clínico  
 HUC

N/Refª	Ofício Nº	Data
CES	458	21.06.2004

ASSUNTO: HUC/32/04 – *Protocolo nº 5.01006/03 "Immediate and delayed loading of Straumann 4.1 mm and 4.8 mm implants in the posterior mandible and maxilla: A controlled randomized study of single or 2-3 unit restorations loaded immediately after surgery or in the fourth week after surgery."*- Dr. Carlos Alberto Leite da Silva – Director do Serviço de Estomatologia – (Investigador Principal – Prof. Doutor Fernando Guerra)

Cumpre-me informar Vossa Ex.ª que, na reunião da Comissão de Ética dos Hospitais da Universidade de Coimbra de 17 de Junho de 2004, com a presença da maioria dos seus membros (Prof. Doutor João Manuel Pedroso Lima, Dr. David Amador Rocha, Dra. Odete Isabel, Dr. José Diniz Vieira, Enf.º Mendes Bajanca e Prof. Doutor Carlos Fontes Ribeiro), foi analisado o protocolo em epígrafe, que obteve **parecer favorável**.

Com os melhores cumprimentos.

H.U.C.  
 Comissão de Ética Para a Saúde  
  
 O Presidente da Comissão de Ética,  
 Prof. Doutor João Manuel Pedroso Lima



## ANEXO 3

### *Consentimento Informado e Esclarecido do Paciente*

Estudo CR06 /03 Projecto 5. 010 / Estudo Multicêntrico

Função imediata e precoce dos implantes Straumann 4,1 mm e 4,8 mm no quadrante posterior mandibular e maxilar: estudo randomizado e controlado com restaurações unitárias ou de 2 a 3 elementos, com carga imediata ou a partir da 4ª semana pós-operatória.

#### **Objectivo**

Estamos a pedir-lhe que participe num estudo clínico de implantes dentários (que estão no mercado). Os implantes dentários endoósseos são produtos médicos que são inseridos no osso alveolar, servindo de base para próteses dentárias (coroas e pontes) que pretendem restaurar a função mastigatória e estética. Este procedimento é constituído por uma fase cirúrgica, uma fase de cicatrização e uma fase de restauração protética.

O objectivo deste estudo é a comparação entre dois métodos de tratamento com implantes dentários. No primeiro, os implantes são restaurados com coroas ou pontes provisórias no dia da cirurgia e no segundo, as coroas ou pontes provisórias só são colocadas na quarta semana após a cirurgia.

Todos os implantes têm o símbolo da CE, o que significa que os implantes preenchem todos os critérios para a venda no mercado europeu. O estudo irá analisar dois métodos de tratamento reconhecidos e pretende saber se ambos os métodos apresentam os mesmos resultados e benefícios.

#### **Procedimento e Duração**

Uma primeira avaliação irá concentrar-se na questão se o seu estado de saúde geral e dentário preenche as condições clínicas para a participação no estudo. Desta avaliação faz parte, entre outros, uma análise dentária de rotina. É necessário que haja um elevado nível de higiene oral que também terá de ser mantido durante o estudo.

O seu Médico Dentista tem de ser da opinião que necessita de implantes na área dos molares e/ou pré-molares, num lado ou nos dois, no maxilar ou na mandíbula.

Caso haja a possibilidade de uma gravidez no momento da intervenção cirúrgica, recomendamos que adie o tratamento para uma altura posterior.

Ser-lhe-ão colocados um a quatro implantes que terão de ser restaurados com coroas ou pontes provisórias, no mesmo dia da intervenção cirúrgica ou quatro semanas depois. Seguindo um princípio aleatório, será integrado no grupo que recebe a sua prótese provisória no dia da intervenção cirúrgica ou no grupo que recebe a mesma quatro semanas depois. Em ambos os casos, irá

receber a prótese definitiva (coroas ou pontes) entre vinte e vinte e três semanas após a colocação dos implantes.

O procedimento cirúrgico na colocação destes implantes corresponde ao procedimento habitual usado para todos os implantes Straumann®. Para este estudo clínico, o procedimento cirúrgico, protodôntico e controlo dos pacientes não irá sofrer alterações.

Sublinhamos que o tratamento e todos os exames, incluindo o exame radiológico, correspondem em tudo aos procedimentos reconhecidos. É importante que não falte a nenhuma consulta. As datas serão fixadas logo que se tenha decidido pela intervenção cirúrgica. Irá receber um cartão com as marcações das mesmas.

Caso seja integrado no grupo que recebe as próteses provisórias no dia da intervenção cirúrgica, será colocado no implante um pilar, que é uma peça intermédia que serve para a fixação da coroa ou ponte ao implante. Se for integrado no outro grupo, irá para casa com uma tampa de cicatrização sobre o implante, e o pilar com a prótese provisória só será colocado quatro semanas mais tarde.

É importante que siga as instruções no que respeita à sua higiene oral e à medicação, e que aprenda a fazer os procedimentos de higiene que o seu médico dentista lhe irá ensinar para proporcionar uma longevidade maior do seu implante.

Entre vinte e vinte e três semanas, após a colocação do implante, irá receber a prótese definitiva. Nessa altura, os seus dentes também serão radiografados e fotografados. Durante esta fase do estudo poderá haver a necessidade de mais consultas para se poder constatar a adaptação perfeita da sua prótese.

Tanto a prótese provisória como a definitiva serão colocadas de uma forma fixa, o que significa que não a poderá remover (só o seu médico o poderá fazer).

Depois da colocação da prótese terá de voltar aos doze, dezoito, vinte e quatro e trinta e seis meses após a intervenção cirúrgica para consultas de controlo.

Nessas ocasiões será avaliada a sua saúde dentária e serão analisados os locais dos implantes. Iremos verificar a área em torno dos implantes a fim de verificar se a gengiva está saudável. Em todas estas consultas de controlo (excepto na consulta dos dezoito meses) serão tiradas radiografias e fotografias. Também iremos perguntar como se sente com o tratamento efectuado.

### **Vantagens**

A participação neste estudo oferece-lhe a possibilidade de substituir o(s) dente(s) que lhe faltam por uma ponte fixa sobre implantes ou por uma ou várias coroas unitárias. Os implantes dentários podem melhorar a capacidade de mastigação e a sua estética, dando-lhe a sensação que tem dentes naturais na boca. De uma maneira geral, irá evitar os problemas que normalmente aparecem ligados a próteses removíveis, tais como uma fixação deficiente e uma mastigação difícil.

A tecnologia dos implantes dentários tem dado bons resultados, mas mesmo assim, não há uma garantia ou promessa de que o tratamento proposto irá trazer o êxito desejado em todos os pacientes. Devido às diferenças individuais entre os pacientes, o médico ou o técnico de prótese não poderá dar a certeza do êxito. Apesar de um tratamento mais cuidadoso existe o risco de não se verificar o sucesso desejado e serem necessários mais tratamentos ou de se verificar um agravamento da sua situação actual ou ainda de se perderem os implantes.

### **Riscos e Queixas**

A participação no estudo poderá acarretar os seguintes riscos e queixas:

-Os riscos habituais provocados por uma intervenção cirúrgica e pela colocação de implantes, são: hemorragias, hematomas, dores, infecções, cicatrização retardada, problemas temporários relacionados com a fala, fracturas ósseas, danos temporários ou permanentes em nervos no maxilar, osteomielites, danos nos dentes adjacentes, dores crónicas, abscessos, fístulas na cavidade oral/maxilar ou fístulas orais/nasais;

-Uma gravidez durante a participação no estudo e a realização de radiografias apresentam um risco adicional;

-O fracasso ou a fractura do implante poderá levar à necessidade de remover o(s) implante(s). O fracasso ou a fractura da prótese poderá, igualmente, levar à necessidade de confeccionar uma nova prótese.

### **Formas de Tratamento Alternativas**

As alternativas são: próteses fixas ou removíveis apoiadas em dentes naturais.

### **Participação e/ou Desistência Espontânea**

A sua participação neste estudo é livre. Por conseguinte, também poderá recusar a sua participação. Caso decida pela participação, poderá em qualquer momento tomar uma decisão contrária e retirar-se do estudo. Se não quiser participar no estudo ou se resolver retirar-se logo após o seu início, isso não afectará em nada a sua assistência médica seguinte.

### **Confidencialidade**

Os dados registados durante este estudo são confidenciais, salvo disposições legais em contrário. Os representantes da firma Straumann®, o patrocinador deste estudo, e entidades estatais autorizadas pelo estado irão ter acesso à sua documentação. Tais entidades também poderão situar-se fora do seu país.

Em todas as publicações ou relatórios originados por este estudo irá permanecer no anonimato.

### **Obrigações e Vantagens Financeiras**

Os custos da prótese definitiva terão de ser suportados pelo paciente.

Os custos dos implantes propriamente ditos e todos os custos relacionados com as consultas semanais seguintes e da prótese provisória, devido à participação no estudo clínico, serão suportados pelo patrocinador.

### **Seguro e Prestações do Seguro**

O patrocinador possui um seguro de acordo com os regulamentos para ensaios clínicos. Se o tratamento provocar alguma lesão, terá à sua disposição imediata todos os equipamentos médicos e terapias necessários. Contudo não será pago qualquer indemnização, nem por parte dos médicos que realizam os ensaios nem por parte do patrocinador.

### **A quem se poderá dirigir**

É de todo conveniente que peça todos os esclarecimentos sobre a participação no ensaio clínico e os temas relacionados. Se quiser falar com um dos médicos que chefiam o estudo dirija-se a:

Nome \_\_\_\_\_

Telefone \_\_\_\_\_

ANEXO 4

Fichas Clínicas

 <b>5.010 Multicenter Study</b> <b>CR 06/03</b>	Subject ID <input type="text"/> - <input type="text"/> <small>Center No      Subject No</small>	<b>Visit 1</b>	Page <b>1</b>
	Subject initials <input type="text"/> <small>first middle last</small>		
	Date <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <small>dd      mmm      yy</small>		

**Demographics**

Please fax this page to IMOR (FAX No. +49/7621/93 39-11 62) for randomization verification on the day of surgery.

Date of birth:             
dd      mmm      yyyy

Gender:      1  Male      2  Female

Ethnic Origin:      1  Caucasian  
*Note: this refers to ethnic origin and not nationality*  
 2  Black  
 3  Asian  
 4  Hispanic  
 5  Native American  
 6  Other, please specify: \_\_\_\_\_

**Informed consent**

Has the subject signed the Informed Consent?      1  Yes - Date signed:      
dd      mmm      yy  
 2  No

*Subject cannot be enrolled unless Informed Consent is signed! The Informed Consent must be signed at least 1 day before the day of implantation in the presence of a witness, so the patient may be randomized.*

If female of childbearing potential, has the subject signed the pregnancy disclaimer?      1  Yes      2  No

**Randomization**

Group:      1  A (maxilla)      2  B (mandible)      3  C (multiple implant sites)

Randomized to:      1  Immediate      2  Delayed

Randomization number (given by envelope):     

Date of surgery:             
dd      mmm      yy

**For Straumann use only:**

Rand. # verified with Master rand. list?       Yes       No

Verified by: \_\_\_\_\_

Date: \_\_\_\_\_

Investigator: \_\_\_\_\_

Street address, City/State/ZIP: \_\_\_\_\_

Telephone number: \_\_\_\_\_      Fax number: \_\_\_\_\_

Investigator's signature: \_\_\_\_\_      Date:      
dd      mmm      yy



 <b>5.010 Multicenter Study</b> <b>CR 06/03</b>	Subject ID <span style="margin-left: 20px;">_____ - _____</span> <small style="margin-left: 20px;">Center No      Subject No</small>  Subject initials <span style="margin-left: 20px;">_____</span> <small style="margin-left: 20px;">first middle last</small>	<b>Visit 3</b> <b>(Surgery)</b>	Page <b>8</b>
--	--	------------------------------------	------------------

**Implant Placement**

**IMPORTANT: Implants should be kept sealed until ready for implantation.**  
**Only 15 minutes are allowed between opening and insertion.**  
*All implant sites must be fully healed! If not the subject is ineligible for the study.*

<b>Bone quality:</b> 1= Type I/Almost homogenous compact bone 2= Type II/A thick layer of compact bone surrounding a core of low density trabecular bone 3= Type III/A thin layer of compact bone surrounding a core of dense trabecular bone 4= Type IV/A thin layer of compact bone surrounding a core of low density trabecular bone	<b>Bone form:</b> 1= Tapered 2= Parallel 3= Undercut 4= Knife-edge	<b>Complications:</b> See codes attached to CRF
---	--	--

<b>Position of Implant</b>	<b>Lot No.</b>	<b>Type of Implant product number</b>	<b>Bone quality</b>	<b>Crest width <math>\geq 8</math>mm</b>	<b>Gap <math>\geq 7</math>mm</b>
1 _____	_____	_____	<input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4	_____ [mm]	_____ [mm]
<b>Available bone height <math>\geq 8</math>mm</b>	<b>Bone form</b>	<b>RFA measurement - ISQ value (if done)</b>	<b>Primary stability achieved?</b>	<b>Complication (Code No.)</b>	
_____ [mm]	<input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4	_____ [%]	<input type="checkbox"/> 1 Yes <input type="checkbox"/> 2 No	_____	
<b>Comments:</b> _____					

<b>Position of Implant</b>	<b>Lot No.</b>	<b>Type of Implant product number</b>	<b>Bone quality</b>	<b>Crest width <math>\geq 8</math>mm</b>	<b>Gap <math>\geq 7</math>mm</b>
2 _____	_____	_____	<input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4	_____ [mm]	_____ [mm]
<b>Available bone height <math>\geq 8</math>mm</b>	<b>Bone form</b>	<b>RFA measurement - ISQ value (if done)</b>	<b>Primary stability achieved?</b>	<b>Complication (Code No.)</b>	
_____ [mm]	<input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4	_____ [%]	<input type="checkbox"/> 1 Yes <input type="checkbox"/> 2 No	_____	
<b>Comments:</b> _____					

 <p><b>5.010 Multicenter Study CR 06/03</b></p>	<p>Subject ID <table border="1" style="display: inline-table; vertical-align: middle;"><tr><td style="width: 20px; height: 15px;"></td><td style="width: 20px; height: 15px;"></td><td style="width: 20px; height: 15px;"></td></tr><tr><td style="font-size: 8px;">Center No</td><td style="font-size: 8px;">-</td><td style="font-size: 8px;">Subject No</td></tr></table></p> <p>Subject initials <table border="1" style="display: inline-table; vertical-align: middle;"><tr><td style="width: 20px; height: 15px;"></td><td style="width: 20px; height: 15px;"></td><td style="width: 20px; height: 15px;"></td></tr><tr><td style="font-size: 8px;">first</td><td style="font-size: 8px;">middle</td><td style="font-size: 8px;">last</td></tr></table></p>				Center No	-	Subject No				first	middle	last	<p><b>Visit 3 (Surgery)</b></p>	<p><b>Page 10</b></p>
Center No	-	Subject No													
first	middle	last													

**Provisional Prosthesis Placement**

***This page is to be completed for IMMEDIATE loading subjects only.  
For delayed loading subjects only fill in header and sign and cross this page.***

*Please record all prostheses that have been placed, the teeth positions the prostheses are covering and the position of implants that these prostheses are fixed to, respectively. Please fill a separate row for each prosthesis.*

<b>Type of prosthesis</b> 1= Single crown 2= Crowns splinted 3= Bridge restoration	<b>Prosthesis is used for the following tooth positions:</b>	<b>Prosthesis is attached to the following implants (specify position):</b>						
<table style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 0 5px;">1</td><td style="padding: 0 5px;">2</td><td style="padding: 0 5px;">3</td></tr><tr><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td></tr></table>	1	2	3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
1	2	3						
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						
<table style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 0 5px;">1</td><td style="padding: 0 5px;">2</td><td style="padding: 0 5px;">3</td></tr><tr><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td></tr></table>	1	2	3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
1	2	3						
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						
<table style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 0 5px;">1</td><td style="padding: 0 5px;">2</td><td style="padding: 0 5px;">3</td></tr><tr><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td></tr></table>	1	2	3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
1	2	3						
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						
<table style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 0 5px;">1</td><td style="padding: 0 5px;">2</td><td style="padding: 0 5px;">3</td></tr><tr><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td><td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td></tr></table>	1	2	3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
1	2	3						
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>						

<b>straumann</b> 5.010 Multicenter Study CR 06/03	Subject ID <span style="float: right;"> _  -  _ </span> <small style="margin-left: 100px;">Center No      Subject No</small> Subject initials <span style="float: right;"> _ _ </span> <small style="margin-left: 100px;">first middle last</small>	<b>Visit 3 (Surgery)</b>	<b>Page 11</b>
---	--	------------------------------	--------------------

**Provisional Prosthesis Placement**

***This page is to be completed for IMMEDIATE loading subjects only.  
For delayed loading subjects only fill in header and sign and cross this page.***

Position of Implant	Prosthesis Anchorage	Type of Provisional	Occlusal Material	Type of Occlusion
1 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Acrylic 2 <input type="checkbox"/> Composite re-inforced 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Functional 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____
2 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Acrylic 2 <input type="checkbox"/> Composite re-inforced 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Functional 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____
3 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Acrylic 2 <input type="checkbox"/> Composite re-inforced 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Functional 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____
4 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Acrylic 2 <input type="checkbox"/> Composite re-inforced 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Functional 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____

*This restoration should be in functional, but **NOT** in full functional occlusion.*

**Implant prophylaxis?**      1  Yes *(please specify on Concomitant medication pages)*      2  No

**Oral hygiene instructions?** 1  Yes      2  No

**Did any difficulties occur during prosthesis placement?**      1  Yes — *Please comment below and fill in an adverse event form, if necessary.*  
 2  No

Position of Implant	Comment
1 _____	_____
2 _____	_____
3 _____	_____
4 _____	_____

**Investigator's signature** \_\_\_\_\_      **Date:**      |\_|\_|      |\_|\_|      |\_|\_|  
dd      mmm      yy

 <b>5.010 Multicenter Study</b> <b>CR 06/03</b>	Subject ID <span style="margin-left: 20px;"> _ _  -  _ _ </span> <small>Center No                      Subject No</small>	<b>Visit 3</b> <b>(Surgery)</b>	Page 12
	Subject initials <span style="margin-left: 20px;"> _ _ </span> <small>first middle last</small>		

**Abutment Placement**

***This page is to be completed for DELAYED loading subjects only.  
 Please remember to invite your patient with delayed loading for Visit 4 (28 to  
 34 days after surgery).  
 For immediate loading subjects only fill in header and sign and cross this  
 page.***

Position of Implant	Type of abutment	Catalogue No.	Lot No.
1 _____	_____	_____	_____
2 _____	_____	_____	_____
3 _____	_____	_____	_____
4 _____	_____	_____	_____

Did any difficulties occur during abutment placement?    1  Yes — *Please comment below and complete an adverse event form, if necessary.*  
 2  No

Position of Implant	Comment
1 _____	_____
2 _____	_____
3 _____	_____
4 _____	_____

Investigator's signature \_\_\_\_\_

Date: |\_|\_|\_|\_|\_|  
dd                      mmm                      yy

 <p><b>5.010 Multicenter Study CR 06/03</b></p>	<p>Subject ID <span style="margin-left: 50px;">_____ - _____</span>  <small style="margin-left: 50px;">Center No      Subject No</small></p> <p>Subject initials <span style="margin-left: 50px;">_____</span>  <small style="margin-left: 50px;">first middle last</small></p>	<p><b>Visit 5 (Permanent restoration)</b></p>	<p>Page 18</p>
--	---	---	--------------------

**Implant assessment**

<p><b>Direct implant mobility:</b>                  1= No visual mobility upon palpitation                  2= Visually mobile upon palpitation</p>	<p><b>Implant success/Indirect implant mobility:</b>                  1= No problems                  2= Presence of any continuous peri-implant radiolucency based on radiographic findings                  3= Presence of recurrent peri-implant infection                  4= Presence of continuous or recurrent pain                  5= Structural failure of implant/loss of implant</p>	<p><b>Complications:</b>                  See codes attached to CRF</p>
---	--	---

Position of Implant	Direct implant mobility	Implant success/ Indirect implant mobility	RFA measurement ISQ value (if done)	Complication (Code No.)
1 _____	1 2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	1 2 3 4 5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	_____ [%]	_____
Comments: _____				
2 _____	1 2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	1 2 3 4 5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	_____ [%]	_____
Comments: _____				
3 _____	1 2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	1 2 3 4 5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	_____ [%]	_____
Comments: _____				
4 _____	1 2 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	1 2 3 4 5 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	_____ [%]	_____
Comments: _____				

 <b>5.010 Multicenter Study</b> <b>CR 06/03</b>	Subject ID <span style="float: right;"> <input type="text"/> - <input type="text"/>  <small>Center No      Subject No</small> </span>	<b>Visit 5</b> <b>(Permanent restoration)</b>	Page <b>19</b>
	Subject initials <span style="float: right;"> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/>  <small>first middle last</small> </span>		

**Soft tissue measurements**

Implant Position	Plaque Index (PLI)		Sulcus Bleeding Index (SBI)		Probing Depth <i>(measured to the nearest mm)</i>  <i>(not mandatory)</i>	
	0= No plaque 1= Plaque recognised by running a probe 2= Plaque seen by naked eye 3= Abundance of soft matter		0= No bleeding 1= Isolated bleeding 2= Blood forms red line on margin 3= Heavy or profused bleeding			
	D	B	D	B	D	B
	M	L	M	L	M	L
	D	B	D	B	D	B
	M	L	M	L	M	L
	D	B	D	B	D	B
	M	L	M	L	M	L
	D	B	D	B	D	B
	M	L	M	L	M	L

**Definitive Prosthesis Placement**

Please record all prostheses that have been placed, the teeth positions the prostheses are covering and the position of implants that these prostheses are fixed to, respectively. Please fill a separate row for each prosthesis.

Type of prosthesis 1= Single crown 2= Crowns splinted 3= Bridge restoration	Prosthesis is used for the following tooth positions:	Prosthesis is attached to the following implants (specify position):
1   2   3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
1   2   3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
1   2   3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
1   2   3 <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		

 <p><b>5.010 Multicenter Study CR 06/03</b></p>	Subject ID <span style="margin-left: 20px;">_____ - _____ <small>Center No      Subject No</small></span>  Subject initials <span style="margin-left: 20px;">_____ <small>first middle last</small></span>	<b>Visit 5 (Permanent restoration)</b>	Page 20
--	--	--	------------

**Definitive Prosthesis Placement**

Position of Implant	Prosthesis Anchorage	Type of Definitive	Occlusal Material	Full functional occlusion achieved?
1 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Gold alloy 2 <input type="checkbox"/> Titanium 3 <input type="checkbox"/> Ceramic 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Yes 2 <input type="checkbox"/> No
2 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Gold alloy 2 <input type="checkbox"/> Titanium 3 <input type="checkbox"/> Ceramic 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Yes 2 <input type="checkbox"/> No
3 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Gold alloy 2 <input type="checkbox"/> Titanium 3 <input type="checkbox"/> Ceramic 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Yes 2 <input type="checkbox"/> No
4 _____	1 <input type="checkbox"/> Cemented 2 <input type="checkbox"/> Screw retained 3 <input type="checkbox"/> Distal cantilever left distal _____ mm right distal _____ mm	1 <input type="checkbox"/> Gold alloy 2 <input type="checkbox"/> Titanium 3 <input type="checkbox"/> Ceramic 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Porcelain 2 <input type="checkbox"/> Acrylic resin 3 <input type="checkbox"/> Gold 90 <input type="checkbox"/> Other, specify: _____	1 <input type="checkbox"/> Yes 2 <input type="checkbox"/> No

*This restoration should be in full functional occlusion.*

**Type of occlusion:**      1  Anterior dysclusion    2  Canine guided    3  Balanced  
                                  4  Cuspless (flat plane)    5  Group function  
                                  90  Other, specify: \_\_\_\_\_

**Implant prophylaxis?**    1  Yes (please specify on Concomitant medication pages)    2  No

**Oral hygiene instructions?**    1  Yes      2  No

**Investigator's signature** \_\_\_\_\_

**Date:**      \_\_\_\_\_  
                                  dd      mmm      yy



## ANEXO 5

## Tabelas do Estudo Clínico

Tabela 3.2

Paciente	Data Nasci.	SEX	Nº Imp.	Tipo de carga	Maxilar	GRUP.	Data Coloc.
AAF	FEV\50	F	24	Precoce	max	A	06/04/05
			25	Precoce	max	A	06/04/05
ACB	SET\53	M	36	Imediata	man	B	20/07/04
AES	MAR\71	M	46	Imediata	man	A	15/03/05
AIL	NOV\76	F	46	Precoce	man	B	21/07/04
ALG	NOV\33	M	25	Imediata	max	A	07/10/04
AMR	NOV\49	F	15	Precoce	max	A	15/07/04
AMS	JAN\65	M	16	Precoce	max	A	16/03/05
			36	Precoce	man	B	21/04/05
			37	Precoce	man	B	21/04/05
APC	ABR\58	M	25	Precoce	max	A	21/04/05
			16	Precoce	max	A	28/04/05
APG	DEZ\37	M	36	Precoce	man	B	05/05/05
CAL	MAI\73	F	36	Imediata	man	C	09/03/05
			46	Imediata	man	C	09/03/05
CCF	JAN\78	F	46	Imediata	man	B	22/07/04
			36	Precoce	man	B	09/07/04
DEM	JUL\55	M	14	Imediata	max	A	16/03/05
EFF	AGT\83	F	24	Precoce	max	A	20/07/04
			15	Imediata	max	A	09/07/04
FJR	JAN\79	M	46	Precoce	man	B	05/05/05
FPC	DEZ\46	M	24	Imediata	max	A	21/07/04
			26	Imediata	max	A	21/07/04
			46	Precoce	man	B	07/09/04
ICR	NOV\85	F	24	Imediata	max	A	20/07/04
JCR	MAR\49	M	15	Imediata	max	A	21/07/04
			16	Imediata	max	A	21/07/04
JJT	JUL\61	M	46	Imediata	man	B	09/03/05
JJS	DEZ\69	M	45	Precoce	man	B	15/03/05
			47	Precoce	man	B	15/03/05
JOF	JAN\47	M	24	Imediata	max	A	22/07/04
			25	Imediata	max	A	22/07/04
JRB	JAN\79	F	36	Precoce	man	B	15/03/05
MAG	FEV\56	M	36	Precoce	man	B	21/07/04
			37	Precoce	man	B	21/07/04
MCC	ABR\66	F	36	Precoce	man	B	28/07/04
MMC	SET\49	F	36	Imediata	man	B	21/07/04
MEL	MAR\63	F	26	Precoce	max	A	21/07/04
			16	Precoce	max	A	07/09/04
MAF	SET\47	F	46	Imediata	man	B	22/07/04
MCA	OUT\49	F	15	Precoce	max	C	30/09/04
			16	Precoce	max	C	30/09/04
			36	Precoce	man	C	30/09/04
MCL	JUL\62	F	24	Precoce	max	A	07/10/04
MFF	JUL\60	F	14	Precoce	max	A	30/09/04
MJT	MAR\61	F	36	Imediata	man	B	02/09/04

Paciente	Data Nasci.	SEX	Nº Imp.	Tipo de carga	Maxilar	GRUP.	Data Coloc.
MJM	JAN\72	F	36	Imediata	man	C	15/03/05
			46	Imediata	man	C	15/03/05
MFM	JAN\58	F	46	Imediata	man	C	16/03/05
			26	Imediata	max	C	16/03/05
MGB	ABR\57	F	36	Imediata	man	B	15/03/05
MMG	AGT\74	F	25	Precoce	max	A	09/09/04
MMM	JAN\56	F	36	Precoce	man	B	09/08/04
			37	Precoce	man	B	09/08/04
MNP	JUN\68	M	37	Imediata	man	B	14/09/04
MSM	OUT\56	F	46	Imediata	man	B	10/03/05
			36	Imediata	man	B	14/04/05
OMC	MAR\68	F	36	Precoce	man	B	22/07/04
			46	Imediata	man	B	09/08/04
PJG	MAR\62	M	25	Imediata	max	A	16/09/04
PJR	JUL\68	M	14	Imediata	max	A	28/04/05
TGN	FEV\75	M	36	Imediata	man	B	16/09/04
			37	Imediata	man	B	16/09/04
SMC	JUL\76	F	25	Imediata	max	A	05/05/05

Tabela 3.2 Pacientes, datas de nascimento, sexo, nº de implantes colocados no estudo, grupo de cirurgia e data da cirurgia. Abreviações : Nasc=nascimento; Nº= número; Grup= grupo; Coloc= colocação Imp = implante M= masculino; F= feminino; max = maxila; mand = mandíbula.

Tabela 3.4

Paci	Imp	Lote	C	Diam.	Comp.	Anatomia da crista alveolar				T.O.	EP	Incid.
						Fc	L M-D	L V-L	Alt.			
05-01 AMR	15	13202-P01010	P	4,1	12	p	7	8	14	2	s	
05-02 ACB	36	13201-P01007	I	4,1	10	cv	11	8	11	3	s	
05-03 ICR	24	13202-P01009	I	4,1	12	p	7	8	14	3	s	
05-04 MAG	36	13285-P01050	P	4,8	12	cv	-	10	13	2	s	
05-04 MAG	37	13284-P01048	P	4,8	10	cv	-	10	11,5	2	s	
05-05 EFF	24	13201-P01007	P	4,1	10	p	8	8	12	2	s	
05-06 AIL	46	13285-P01050	P	4,8	12	cv	14	8	15	3	s	
05-07 JCR	15	13202-P01009	I	4,1	12	p	8	8	14	3	s	
05-07 JCR	16	13202-P01010	I	4,1	12	p	11	8	14	3	s	
05-08 MMC	36	13201-P01007	I	4,1	10	cv	12	8	10	2	s	
05-09 MEL	26	13284-P01048	P	4,8	10	p	12	10	10	3	s	310
05-10 MAF	46	13202-P01009	I	4,1	12	cv	12	8	13	2	s	105

Paci	Imp	Lote	C	Diam.	Comp.	Anatomia da crista alveolar				T.O.	EP	Incid.
						Fc	L M-D	L V-L	Alt.			
05-11 FPC	24	13202-P01009	I	4,1	12	p	7	8	14	3	s	
05-11 FPC	26	13302-P01046	I	4,8	8	cv	12	8	9	2	s	
05-12 CCF	46	13285-P01050	I	4,8	12	p	12	8	13	2	s	
05-13 JOF	24	13202-P01010	I	4,1	12	cv	8	8	16	3	s	
05-13 JOF	25	13202-P01009	I	4,1	12	cv	10	8	16	3	s	
05-14 MCC	36	13201-P01008	P	4,1	10	cv	11	8	11	2	s	
05-15 EFF	15	13201-P01008	I	4,1	10	p	11	8	11	3	s	
05-16 OMC	36	13201-P01007	P	4,1	10	cv	10	8	12	3	s	
05-17 MEL	16	13285-P01050	P	4,8	12	p	12	10	10	3	s	
05-18 FPC	46	13285-P01050	P	4,8	12	cv	12	9	16	4	s	
05-19 MMG	25	13201-P01008	P	4,1	10	r	9	8	12	3	s	
05-20 OMC	46	13202-P01009	I	4,1	12	cv	12	8	14	4	s	405
05-21 TGN	36	13285-P01050	I	4,8	12	p	14	10	14	3	s	
05-21 TGN	37	13284-P01048	I	4,8	10	p	14	11	12	3	s	
05-22 CCF	36	13284-P01048	P	4,8	10	cv	12	10	11	2	s	
05-23 PJG	25	13202-P01009	I	4,1	12	r	9	8	15	3	s	
05-24 MFF	14	13201-P01008	P	4,1	10	r	7	8	14	3	s	
05-25 MCL	24	13202-P01018	P	4,1	12	cv	11	8	16	2	s	
05-26 MCA	15	13201-P01008	P	4,1	10	p	10	10	12	2	s	305
05-26 MCA	16	13284-P01048	P	4,8	10	p	12	12	10	3	s	
05-26 MCA	36	13284-P01048	P	4,8	10	cv	14	9	12	3	s	206
05-27 ALG	25	13201-P01016	I	4,1	10	p	10,5	9	9	2	s	
05-28 MJT	36	13285-P01050	I	4,8	12	p	15	9	16	3	s	
05-29 MMM	36	13301-P01023	P	4,1	8	cv	12	8	9	3	s	305
05-29 MMM	37	13201-P01008	P	4,1	10	cv	12	8	11	3	s	
05-30 MNP	37	13284-P01048	I	4,8	10	cv	7	8	11	2	s	
05-31 DEM	14	13202-P02088	I	4,1	12	r	10	8	16	3	s	

Paci	Imp	Lote	C	Diam.	Comp.	Anatomia da crista alveolar				T.O.	EP	Incid.
						Fc	L M-D	L V-L	Alt.			
05-32 JJT	46	13284-P01048	I	4,8	10	p	15	10	12	1	s	
05-33 AMS	16	13284-P02085	P	4,8	10	cv	-	10	10	2	s	
05-34 MSM	46	13285-P01050	I	4,8	12	cv	11	9	14	3	s	
05-35 AAF	24	13202-P02088	P	4,1	12	p	17	8	14	3	s	
05-35 AAF	25	13201-P02086	P	4,1	10	p	17	8	11	3	s	401/106/103
05-36 JJS	45	13201-P02086	P	4,1	10	r	8	8	11	2	s	
05-36 JJS	47	13284-P02085	P	4,8	10	p	13	10	12	3	s	
05-37 APC	25	13202-P02088	P	4,1	12	p	9	10	14	3	s	
05-38 MGB	36	13284-P02085	I	4,8	10	p	16	9	12	3	s	
05-39 APC	16	13302-P01059	P	4,8	8	p	12	11	8	2	s	
05-40 AES	46	13285-P01079	I	4,8	12	p	12	11	14	3	s	
05-41 PJR	14	13202-P02088	I	4,1	12	r	7	8	14	2	s	
05-42 JRB	36	13201-P02086	P	4,1	10	cv	11	8	13	3	s	
05-43 SMC	25	13202-P02088	I	4,1	12	r	9	8	13	3		
05-44 MSM	36	13284-P2085	I	4,8	10	p	12	12	13	3	s	
05-46 AMS	36	13201-P02086	P	4,1	10	p	11	8	12	2	s	
05-46 AMS	37	13201-P02086	P	4,1	10	p	11	8	12	2	s	106/103
05-48 APG	36	13284-P02085	P	4,8	10	cv	14	10	14	2	s	
05-50 FJR	46	13202-P02088	P	4,1	12	cv	12	8	14	1	s	
05-51 CAL	36	13202-P01018	I	4,1	10	p	12	8	13	1	s	300
05-51 CAL	46	13201-P01016	I	4,1	12	cv	12	8	14	3	s	
05-52 MJM	36	13301-PO1030	I	4,1	8	cv	12	8	10	3	s	
05-52 MJM	46	13201-P02086	I	4,1	10	cv	12	8	12	3	s	
05-53 MFM	46	13301-P01024	I	4,1	10	p	9	8	8	3	s	
05-53 MFM	26	13301-P01024	I	4,1	8	p	20	8	11	3		

Tabela 3.4 - posição implantar, nº de lote e código, diâmetro e comprimento do implante utilizado, Anatomia da crista alveolar, tipo de osso, estabilidade primária e Incidentes adversos

**Abreviações:** Paci = Paciente; Imp = Implante; Diam= diâmetro; Comp = comprimento Fc = Forma da crista; p = paralela; cv = convergente; r = retentiva; L M-D= Largura mesio-distal; L V-L: Largura vestibulo-lingual; Alt= Altura disponível para colocação do implante; TO= Tipo de Osso; EP= estabilidade primária; s = sim; Incid = Incidentes adversos; C= carga; P= precoce; I= imediata:

Tabela 3.5

PACIENTE	IMP	C	Coroas definitivas		Data da colocação
			Unitár/Feru	Ciment/Apara	
05-01 AMR	15	P	Unitária	Cimentada	23/12/04
05-02 ACB	36	I	Unitária	Cimentada	27/12/04
05-03 ICR	24	I	Unitária	Cimentada	27/12/04
05-04 MAG	36	P	Ferulizada	Cimentada	29/12/04
05-04 MAG	37	P	Ferulizada	Cimentada	29/12/04
05-05 EFF	24	P	Unitária	Cimentada	27/12/04
05-06 AIL	46	P	Unitária	Cimentada	27/12/04
05-07 JCR	15	I	Unitária	Cimentada	29/12/04
05-07 JCR	16	I	Unitária	Cimentada	29/12/04
05-08 MMC	36	I	Unitária	Cimentada	28/12/04
05-09 MEL	26	P	Unitária	Cimentada	29/12/04
05-10 MAF	46	I	Unitária	Cimentada	28/12/04
05-11 FPC	24	I	Unitária	Cimentada	28/12/04
05-11 FPC	26	I	Unitária	Cimentada	28/12/04
05-12 CCF	46	I	Unitária	Cimentada	28/12/04
05-13 JOF	24	I	Ferulizada	Cimentada	28/12/04
05-13 JOF	25	I	Ferulizada	Cimentada	28/12/04
05-14 MCC	36	P	Unitária	Cimentada	05/01/05
05-15 EFF	15	I	Unitária	Cimentada	15/02/05
05-16 OMC	36	P	Unitária	Cimentada	29/12/04
05-17MEL	16	P	Unitária	Cimentada	16/02/05
05-18FPC	46	P	Unitária	Cimentada	17/02/05
05-19MMG	25	P	Unitária	Cimentada	16/02/05
05-20 OMC	46	I	Unitária	Cimentada	15/02/05
05-21TGN	36	I	Ferulizada	Aparafusada	23/02/05
05-21TGN	37	I	Ferulizada	Aparafusada	23/02/05
05-22CCF	36	P	Unitária	Cimentada	16/02/05
05-23 PJG	25	I	Unitária	Cimentada	23/02/05
05-24 MFF	14	P	Unitária	Cimentada	10/03/05
05-25 MCL	24	P	Unitária	Cimentada	17/03/05
05-26 MCA	15	P	Ferulizada	Aparafusada	10/03/05
05-26 MCA	16	P	Ferulizada	Aparafusada	10/03/05
05-26 MCA	36	P	Unitária	Cimentada	10/03/05
05-27 ALG	25	I	Unitária	Cimentada	17/03/05
05-28MJT	36	I	Unitária	Cimentada	16/02/05
05-29MMM	36	P	Ferulizada	Aparafusada	16/02/05
05-29MMM	37	P	Ferulizada	Aparafusada	16/02/05
05-30MNP	37	I	Unitária	Aparafusada	23/02/05
05-31 DEM	14	I	Unitária	Cimentada	09/08/05
05-32 JJT	46	I	Unitária	Cimentada	17/08/05
05-33 AMS	16	P	Unitária	Cimentada	04/08/05
05-34 MSM	46	I	Unitária	Cimentada	02/08/05
05-35 AAF	24	P	Unitária	Cimentada	15/09/05
05-35 AAF	25*	P			
05-36 JJS	45	P	Unitária	Cimentada	23/08/05
05-36 JJS	47	P	Unitária	Cimentada	23/08/05
05-37 APC	25	P	Unitária	Cimentada	29/09/05

PACIENTE	IMP	C	Coroas definitivas		Data da colocação
			Unitár/Feru	Ciment/Apara	
05-38 MGB	36	I	Unitária	Cimentada	04/08/05
05-39 APC	16	P	Unitária	Cimentada	29/09/05
05-40 AES	46	I	Unitária	Cimentada	23/08/05
05-41 PJR	14	I	Unitária	Cimentada	04/10/05
05-42 JRB	36	P	Unitária	Cimentada	24/08/05
05-43 SMC	25	I	Unitária	Cimentada	06/10/05
05-44 MSM	36	I	Unitária	Cimentada	22/09/05
05-46 AMS	36	P	Unitária	Cimentada	29/09/05
05-46 AMS	37*	P			
05-48 APG	36	P	Unitária	Cimentada	04/10/05
05-50 FJR	46	P	Unitária	Cimentada	06/10/05
05-51 CAL	36	I	Unitária	Cimentada	28/07/05
05-51 CAL	46	I	Unitária	Cimentada	28/07/05
05-52 MJM	36	I	Unitária	Cimentada	18/08/05
05-52 MJM	46	I	Unitária	Cimentada	18/08/05
05-53 MFM	26	I	Unitária	Cimentada	09/08/05
05-53 MFM	46	I	Unitária	Cimentada	09/08/05

Tabela 3.5 - Coroas definitivas unitárias ou ferulizadas e cimentadas ou aparafusadas e respectiva data de colocação.

Abreviações: P = precoce; I = imediata; Unitár = unitária; Feru = ferulizadas; Ciment = cimentadas; Apara = aparafusadas; (\*) = implantes perdidos

Tabela 3.30

Paciente	IMP.	Visita 3		Visita 5		Visita 6		Visita 8	
		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
05-01 AMR	15	2,15	0,69	2,07	1,34	1,83	1,81	2,01	2,18
05-02 ACB	36	0,55	0,67	1,87	0,8	2,06	0,59	1,73	0,31
05-03 ICR	24	0,62	0,12	1,62	2,75	3,39	2,32	2,95	3,20
05-04 MAG	36	1,22	2,85	2,85	2,43	2,79	3,37	2,96	3,28
05-04 MAG	37	1,65	1,93	3,62	1,51	3,14	2,51	3,01	2,71
05-05 EFF	24	1,37	0,59	1,56	2,73	2,06	2,78	1,90	2,64
05-06 AIL	46	0,86	1,5	2,85	2,15	2,17	2,81	2,51	1,62
05-07 JCR	15	0,39	1,44	2,17	0,97	1,59	1,81	3,57	2,96
05-07 JCR	16	0,33	0,7	2,34	1,92	2,01	1,92	3,96	3,59
05-08 MMC	36	0,75	0,84	2,36	2,53	2,34	2,42	2,32	2,56
05-09 MEL	26	1,19	1,2	0,94	2,23	0,9	2,89	3,12	2,25
05-10 MAF	46	0,73	1,2	1,26	1,68	2,61	2,18	1,98	2,22
05-11 FPC	24	0,81	0,76	2,54	2,29	1,87	1,36	2,45	3,12
05-11 FPC	26	0,28	1,45	1,56	3,07	2,39	2,37	2,71	3,10
05-12 CCF	46	1,11	1,09	2,48	2,67	2,2	2,29	2,70	1,67
05-13 JOF	24	-0,23	0,33	2,14	2,7	2,36	3,24	2,25	2,36
05-13 JOF	25	0,14	0,51	1,68	1,97	2,81	2,23	2,79	1,79
05-14 MCC	36	0,75	1,4	1,84	1,9	2,04	2,78	2,42	2,34
05-15 EFF	15	0,61	0,36	1,64	1,64	2,2	2,51	2,46	2,39
05-16 OMC	36	0,75	1,61	1,73	2,06	2,06	2,64	1,59	2,28
05-17MEL	16	0,62	0,95	2,04	1,7	1,84	0,73	1,08	0,73
05-18FPC	46	1,34	1,51	1,5	1,05	2,39	2,68	2,37	2,37
05-19MMG	25	1,59	1,54	2,39	2,84	1,64	2,98	3,10	2,73
05-20 OMC	46	0,53	1,23	1,19	1,64	2,2	2,32	2,09	2,29
05-21TGN	36	1,06	1,22	2,76	3,12	2,84	2,73	2,79	3,24
05-21TGN	37	1,58	0,51	2,92	2,48	2,46	2,42	2,82	2,32
05-22CCF	36	1,39	1,64	3,12	2,67	1,73	1,95	1,76	2,34
05-23 PJG	25	1,34	1,34	2,36	2,53	2,57	1,56	1,89	2,34
05-24 MFF	14	1,11	1,28	1,65	1,23	2,14	2,37	2,00	1,67
05-25 MCL	24	0,72	0,42	1,26	1,67	1,89	1,4	2,29	1,79
05-26 MCA	15	1,11	2,37	1,51	2,76	1,42	2,22	1,05	1,81
05-26 MCA	16	1,56	1,34	3,68	3,26	2,85	2,64	1,34	1,83
05-26 MCA	36	1,65	1,48	2,57	1,87	2,03	1,54	1,56	1,12
05-27 ALG	25	0,48	0,84	1,22	1,95	1,22	1,78	1,97	1,70
05-28MJT	36	1,4	1,08	1,73	1,98	2,15	1,64	1,98	1,95
05-29MMM	36	0,37	0,61	1,84	1,78	1,25	2,0	1,68	2,18
05-29MMM	37	2,04	1,4	2,65	2,18	3,17	2,26	2,79	1,65
05-30MNP	37	0,78	1,61	2,39	2,01	2,09	2,17	3,93	3,67
05-31 DEM	14	0,05	0,44	1,53	2,28	2,23	2,54	1,97	2,73
05-32 JJT	46	1,25	1,76	2,76	2,57	2,09	2,75	2,07	2,42
05-33 AMS	16	2,03	2,18	2,57	2,46	1,64	1,79	1,67	1,70
05-34 MSM	46	0,5	2,04	2,75	2,09	1,64	2,07	1,64	2,42
05-35 AAF	24	-0,36	1,75	1,64	3,07	1,62	3,32	2,85	3,78
05-35 AAF	25*	0,44	1,65	-----	-----	-----	-----	-----	-----
05-36 JJS	45	0,69	1,05	1,58	2,32	1,93	2,32	1,76	2,59
05-36 JJS	47	1,84	1,26	1,86	1,78	1,92	2,56	2,17	2,39
05-37 APC	25	1,68	1,45	2,81	3,2	2,56	3,17	2,15	2,67
05-38 MGB	36	0,72	1,15	2,36	2,42	1,78	2,07	1,98	2,22

Paciente	IMP.	Visita 3		Visita 5		Visita 6		Visita 8	
		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
05-39 APC	16	1,29	2,75	2,68	2,96	2,75	3,01	2,70	2,98
05-40 AES	46	1,36	1,12	2,51	2,4	2,5	1,81	2,56	1,84
05-41 PJR	14	0,55	0,86	0,59	1,59	1,86	1,26	1,67	0,81
05-42 JRB	36	0,45	1,08	2,4	1,72	2,45	2,26	2,29	2,14
05-43 SMC	25	0,9	0,09	1,84	2,71	1,95	2,71	1,84	3,10
05-44 MSM	36	-0,53	1,19	1,31	1,5	1,68	1,61	1,31	1,92
05-46 AMS	36	-0,78	1,67	1,12	3,4	1,25	3,06	1,47	3,31
05-46 AMS	37*	1,34	0,31	-----	-----	-----	-----	-----	-----
05-48 APG	36	1,5	1,92	2,57	3,0	2,34	2,81	1,92	2,76
05-50 FJR	46	1,17	1,59	2,31	1,65	2,9	1,87	1,87	1,93
05-51 CAL	36	0,08	0,7	2,04	2,12	1,78	1,79	2,11	2,75
05-51 CAL	46	0,55	0,81	2,37	3,14	1,86	1,98	2,37	1,81
05-52 MJM	36	0,72	0,09	2,95	1,97	1,81	1,64	1,29	1,23
05-52 MJM	46	0,89	0,73	1,93	1,87	2,2	1,92	1,67	1,64
05-53 MFM	46	1,36	1,14	1,98	2,34	1,42	2,0	1,31	1,25
05-53 MFM	26	1,31	1,06	3,09	2,54	1,78	2,29	2,39	2,82

Tabela 3.30 - Os valores do nível ósseo medidos(em mm) em mesial e em distal no dia da cirurgia (visita 3), entre as 20 e as 23 semanas (visita 5), aos 12 (visita 6) e 24 (visita 8) meses de “follow-up”.

## ANEXO 6

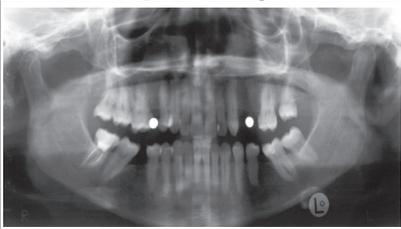
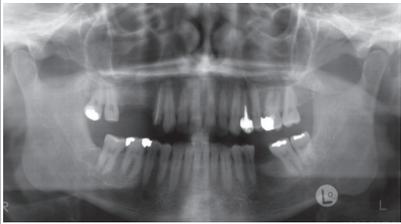
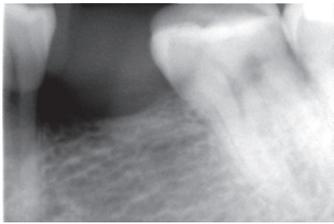
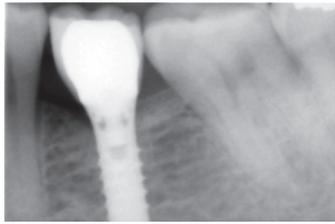
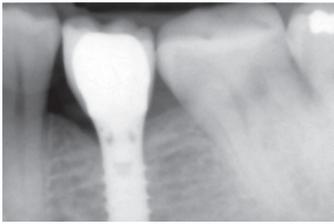
*Lista de Eventos Adversos e Complicações*

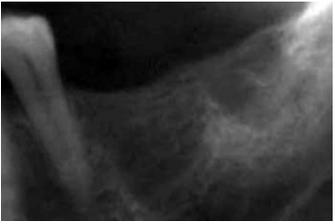
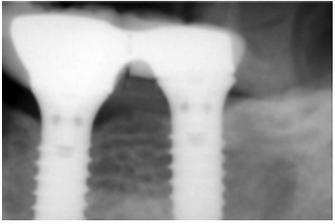
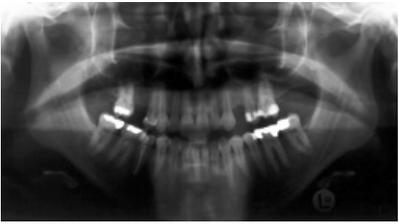
Código	Incidente Adverso e Complicação
000	Nenhuma
100	Complicações precoces ou tardias relacionadas com o implante
101	Falência do implante
102	Ausência de estabilidade primária
103	Falência precoce do implante
104	Falência tardia do implante
105	Fractura dentária (dente e/ou restauração)
106	“Spinners”-rotação do implante
107	Rádio transparência peri-implantar contínua
108	Mobilidade do implante
109	Perda óssea à volta do implante
110	Deiscência óssea encontrada aquando da colocação do implante
111	Deiscência tardia
112	Fenestração óssea encontrada aquando da colocação do implante
113	Fenestração tardia
114	Penetração do seio
115	Perfuração do seio
116	Penetração no canal dentário inferior
117	Penetração na cavidade nasal
118	Alvéolo inadequado para a colocação do implante
119	Problemas relacionados com a regeneração óssea guiada
120	Superfície de SLA exposta
121	Fractura de uma broca
200	Problemas relacionados com os tecidos moles/ infecção
201	Infecção peri-implantar
202	Infecção peri-implantar recorrente
203	Hemorragia peri-implantar crónica
204	Supuração/sequestro ósseo no local do implante
205	Abcesso
206	Problemas muco/gengivais
207	Recessão muco-gengival
208	Hiperplasia muco-gengival
209	Gengivite
210	Hiperplasia da papila
211	Hematoma
212	Higiene oral deficiente
213	Fístula
300	Complicações protéticas
301	Perda/falência de um pilar protético
302	Perda/falência de parafuso oclusal
303	Perda/falência de pilar de cicatrização
304	Desaperto de um pilar protético
305	Desaperto de parafuso oclusal
306	Desaperto de pilar de cicatrização
307	Problemas estéticos
308	Falência da sobreestrutura protética

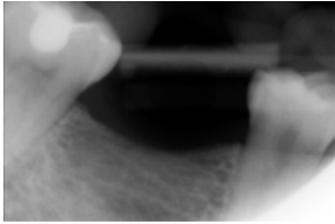
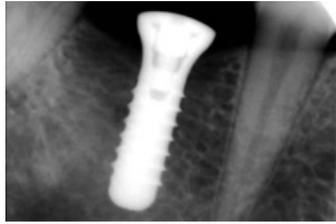
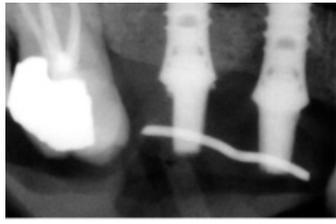
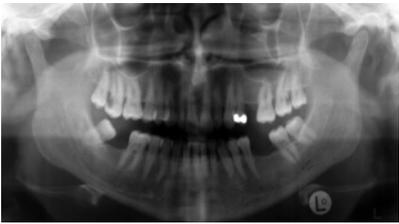
Código	Incidente Adverso e Complicação
309	Fracturas da sobreestrutura protética
310	Fracturas do acrílico ou da porcelana
400	Queixas do paciente/ sintomatologia
401	Dor/desconforto
402	Dor /desconforto de longa duração/
403	Dor recorrente/crónica
404	Parestesia
405	Impactação alimentar
406	Remoção de componentes/implantes devido a razões psicológicas
407	Bruxismo
500	Condições clínicas não especificadas
501	Deglutição acidental de um componente cirúrgico ou protético
502	Aspiração de um componente cirúrgico ou protético
503	Hemorragia abundante
900	Erro no registo clínico do paciente
901	Morte do paciente
902	Paciente anulou consentimento informado
903	Paciente anulou autorização devido a problemas de saúde
904	Paciente faltou ao “follow-up”
905	Paciente impossibilitando de continuar no estudo (mudança de residência)
906	Paciente retirado do estudo por não colaborar
907	Paciente deixou de preencher os requisitos de inclusão no estudo
908	Alteração do estado de saúde do paciente (não relacionado com os implantes )
909	Alteração do estado de saúde do paciente (relacionado/afectado pelos implantes)
910	Paciente foi sujeito a intervenção cirúrgica não relacionada com a os implantes
911	Gravidez

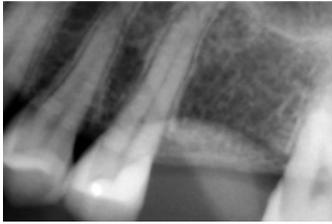
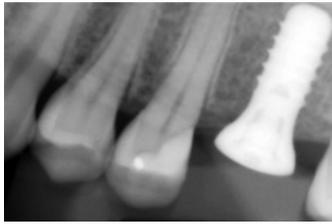
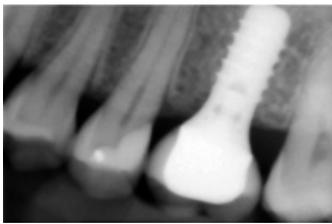
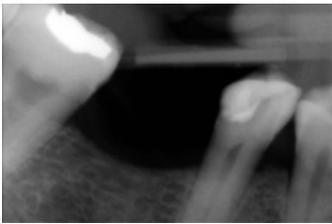
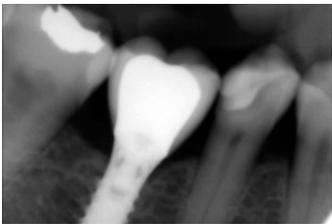
## ANEXO 7

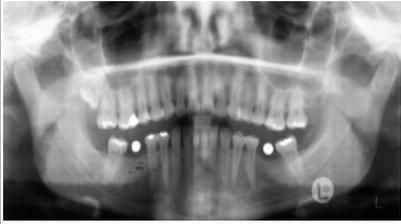
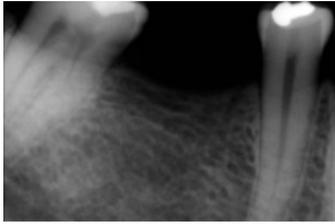
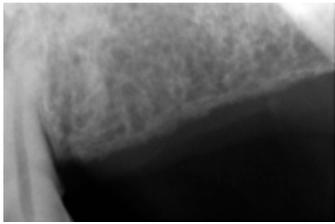
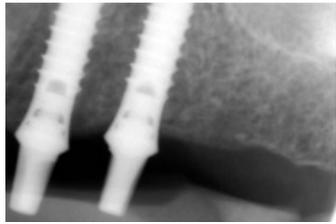
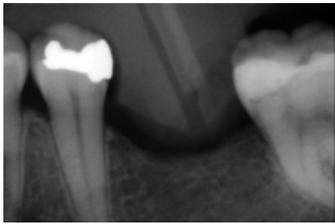
*Imagens Radiográficas*

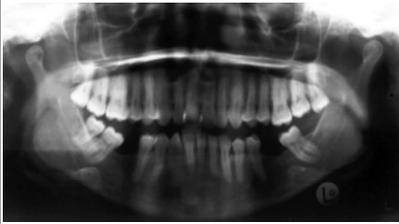
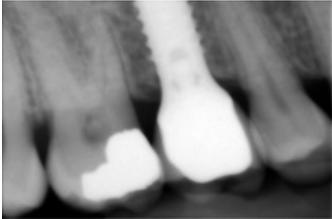
<b>05-01 AMR / 15</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/07/04	Rx 2 – 15/07/04
		
Rx 3 – 23/12/04	Rx 4 – 21/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
<b>05-02 ACB / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 20/07/04	Rx 2 – 20/07/04
		
Rx 3 – 27/12/04	Rx 4 – 20/07/05	Rx 5 – 27/07/06
		

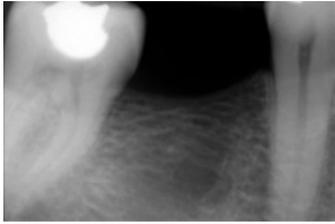
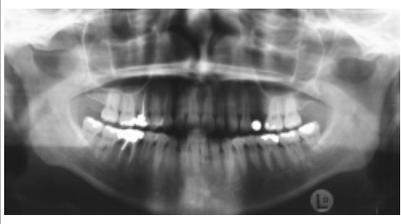
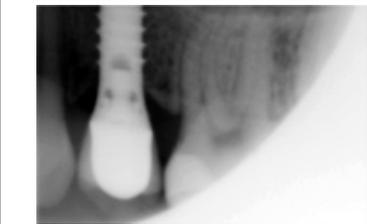
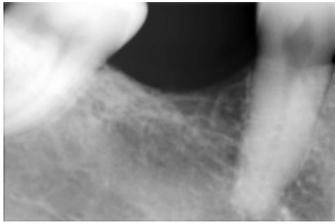
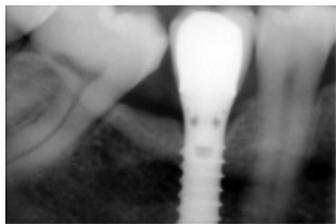
<b>05-03 ICR / 24</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 20/07/04	Rx 2 – 20/07/04
		
Rx 3 – 27/12/04	Rx 4 – 26/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
<b>05-04 MAG / 36, 37</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 29/12/04	Rx 4 – 26/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
<b>05-05 EFF / 24</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 20/07/04	Rx 2 – 20/07/04
		
Rx 3 – 27/12/04	Rx 4 – 20/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		

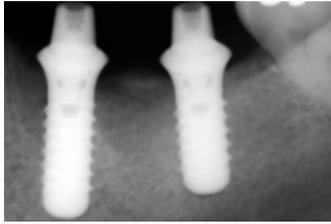
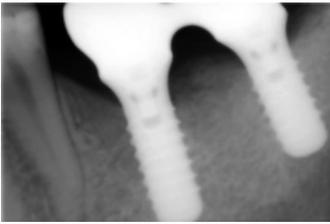
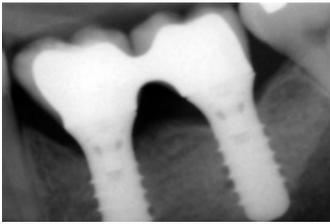
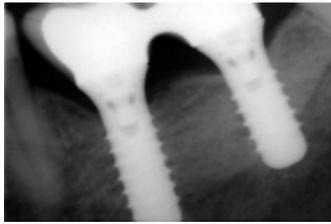
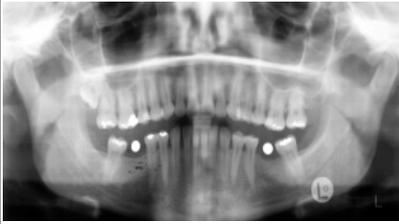
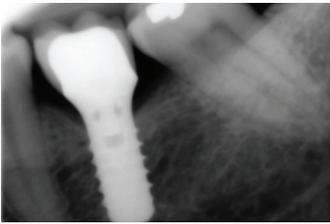
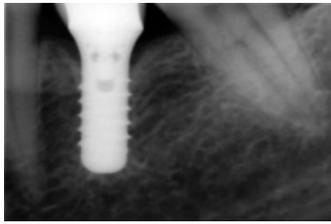
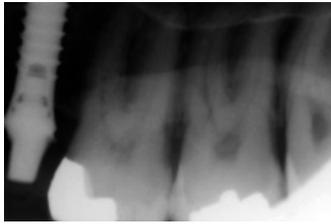
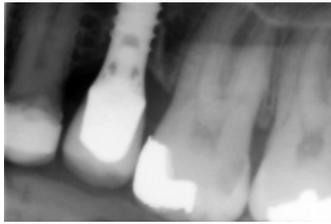
05-06 AIL / 46		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 27/12/04	Rx 4 – 21/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-07 JCR / 15, 16		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 29/12/04	Rx 4 – 21/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-08 MMC / 36		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 28/12/04	Rx 4 – 21/07/05	Rx 5 – 25/07/06
		

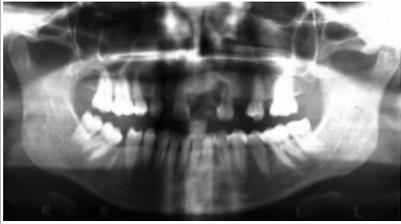
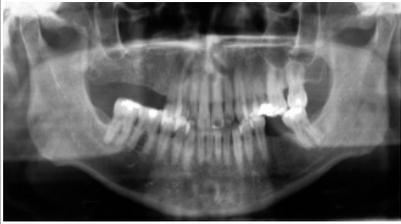
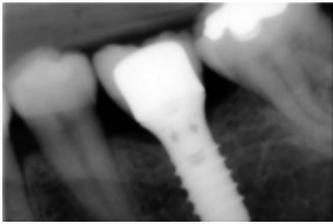
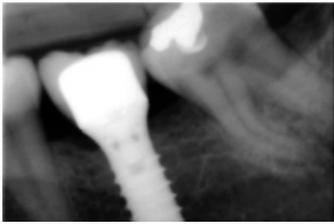
05-09 MEL / 26		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 29/12/04	Rx 4 – 28/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-10 MAF / 46		
Ortopantomografia	Rx 1 – 22/07/04	Rx 2 – 22/07/04
		
Rx 3 – 28/12/04	Rx 4 – 28/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-11 FPC / 24, 26		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/07/04	Rx 2 – 21/07/04
		
Rx 3 – 28/12/04	Rx 4 – 21/07/05	Rx 5 – 25/07/06
		

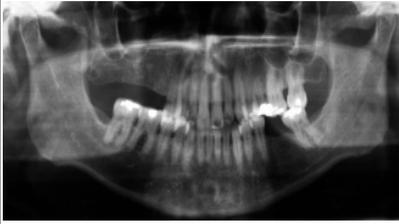
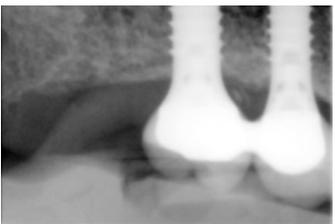
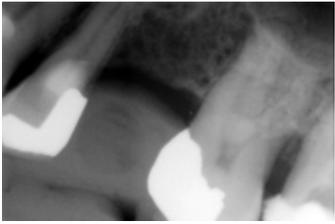
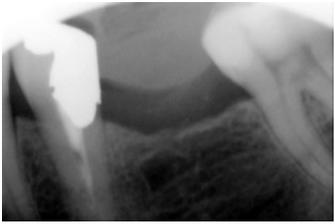
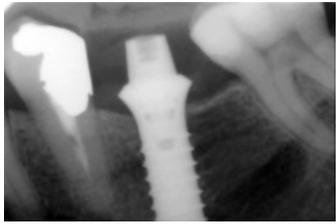
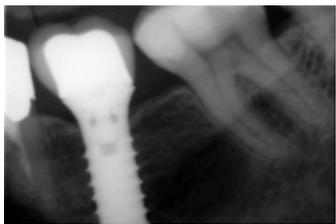
05-12 CCF / 46		
Ortopantomografia	Rx 1 – 22/07/04	Rx 2 – 22/07/04
		
Rx 3 – 28/12/04	Rx 4 – 26/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-13 JOF / 24, 25		
Ortopantomografia	Rx 1 – 22/07/04	Rx 2 – 22/07/04
		
Rx 3 – 28/12/04	Rx 4 – 28/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		
05-14 MCC / 36		
Ortopantomografia	Rx 1 – 28/07/04	Rx 2 – 28/07/04
		
Rx 3 – 05/01/05	Rx 4 – 26/07/05	Rx 5 – 20/07/06
		

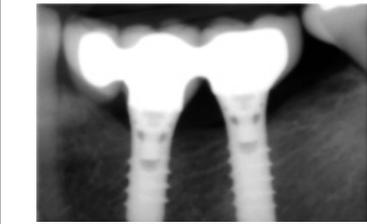
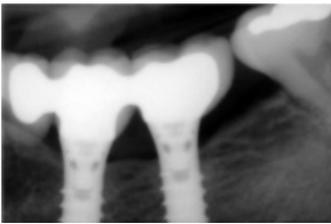
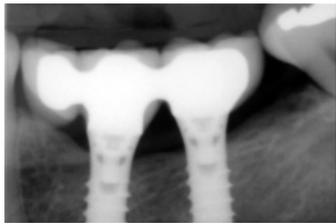
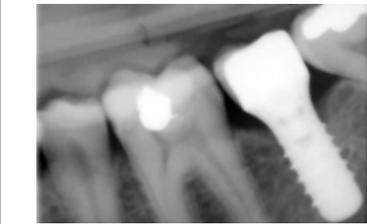
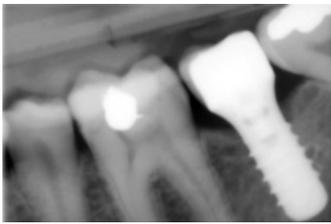
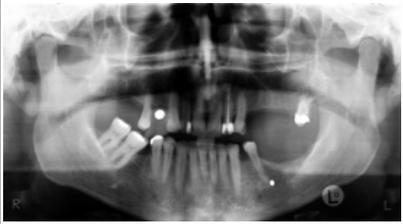
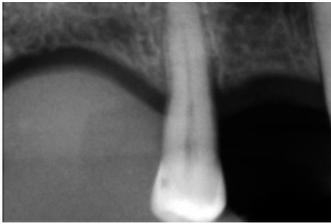
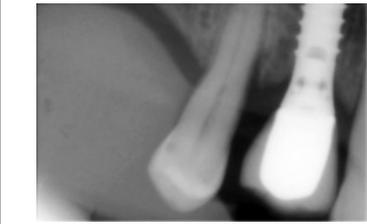
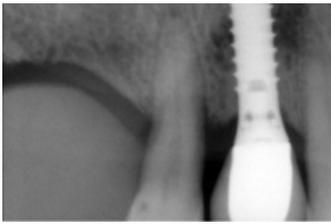
<b>05-15 EFF / 15</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/09/04	Rx 2 – 07/09/04
		
Rx 3 – 15/02/05	Rx 4 – 07/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		
<b>05-16 OMC / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 22/07/04	Rx 2 – 22/07/04
		
Rx 3 – 29/12/04	Rx 4 – 22/07/05	Rx 5 – 27/07/06
		
<b>05-17 MEL / 16</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/09/04	Rx 2 – 07/09/04
		
Rx 3 – 16/02/05	Rx 4 – 08/09/05	Rx 5 – 29/08/06
		

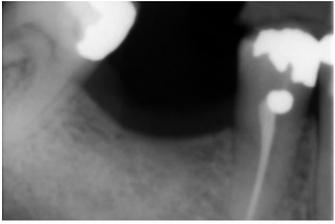
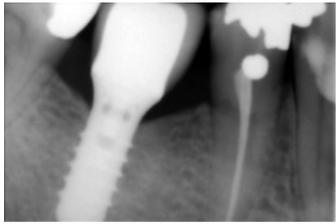
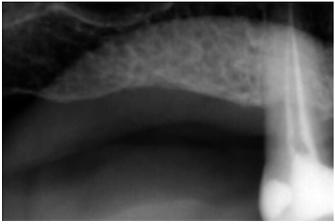
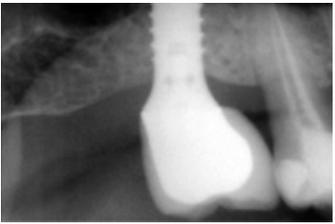
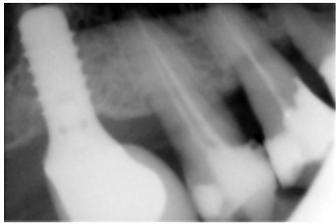
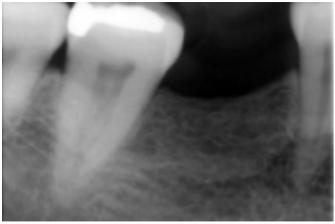
<b>05-18 FPC / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/09/04	Rx 2 – 07/09/04
		
Rx 3 – 17/02/05	Rx 4 – 07/09/05	Rx 5 – 29/08/06
		
<b>05-19 MMG / 25</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 09/09/04	Rx 2 – 09/09/04
		
Rx 3 – 16/02/05	Rx 4 – 14/09/05	Rx 5 -14/09/06
		
<b>05-20 OMC / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 08/09/04	Rx 2 – 08/09/04
		
Rx 3 – 15/02/05	Rx 4 – 08/09/05	Rx 5 – 21/09/06
		

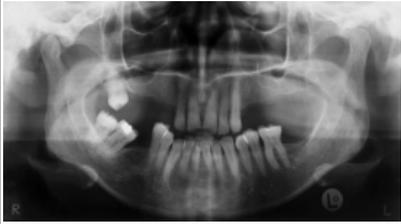
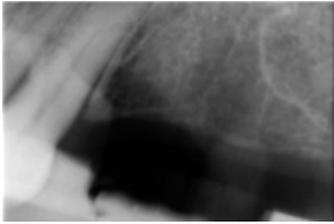
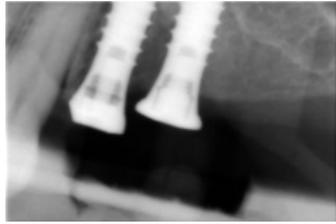
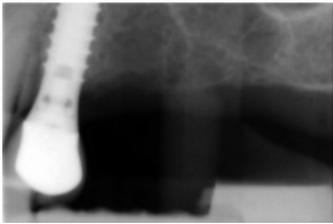
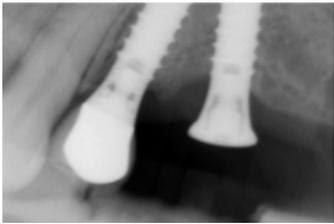
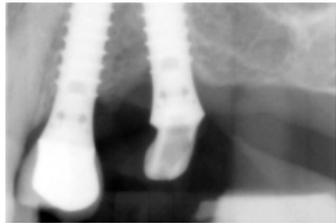
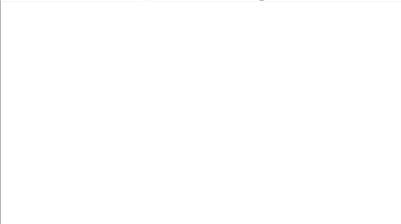
<b>05-21 TGN / 36, 37</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/09/04	Rx 2 – 16/09/04
		
Rx 3 – 23/02/05	Rx 4 – 15/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		
<b>05-22 CCF / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/09/04	Rx 2 – 07/09/04
		
Rx 3 – 16/02/05	Rx 4 – 22/09/05	Rx 5 -21/09/06
		
<b>05-23 PJG / 25</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/09/04	Rx 2 – 16/09/04
		
Rx 3 – 23/02/05	Rx 4 – 15/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		

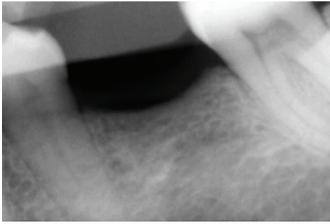
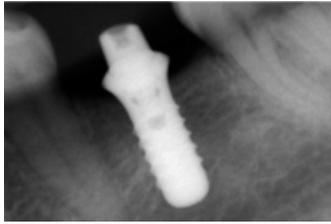
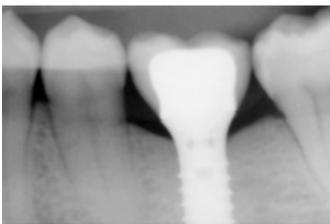
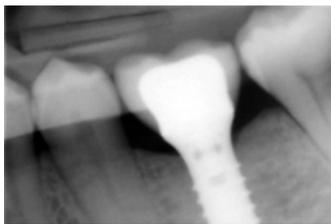
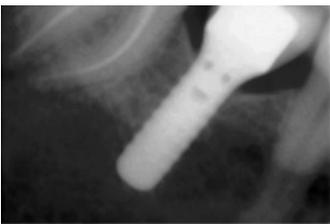
05-24 MFF / 14		
Ortopantomografia	Rx 1 – 30/09/04	Rx 2 – 30/09/04
		
Rx 3 – 10/03/05	Rx 4 – 06/10/05	Rx 5 – 26/09/06
		
05-25 MCL / 24		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/10/04	Rx 2 – 07/10/04
		
Rx 3 – 17/03/05	Rx 4 – 06/10/05	Rx 5 – 26/09/06
		
05-26 MCA / 36		
Ortopantomografia	Rx 1 – 30/09/04	Rx 2 – 30/09/04
		
Rx 3 – 10/03/05	Rx 4 – 29/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		

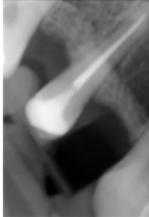
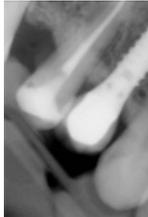
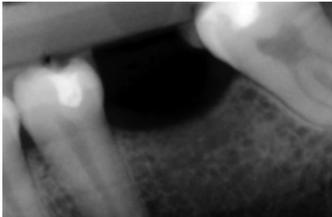
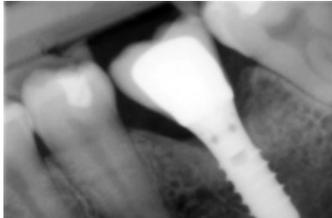
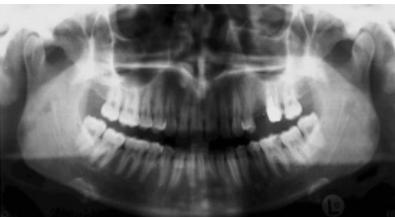
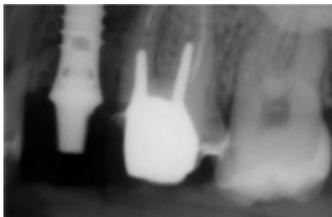
<b>05-26 MCA / 15, 16</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 30/09/04	Rx 2 – 30/09/04
		
Rx 3 – 10/03/05	Rx 4 – 29/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		
<b>05-27 ALG / 25</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 07/10/04	Rx 2 – 07/10/04
		
Rx 3 – 17/03/05	Rx 4 – 06/10/05	Rx 5 – 21/09/06
		
<b>05-28 MJT / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 08/09/04	Rx 2 – 08/09/04
		
Rx 3 – 16/02/05	Rx 4 – 08/09/05	Rx 5 – 29/08/06
		

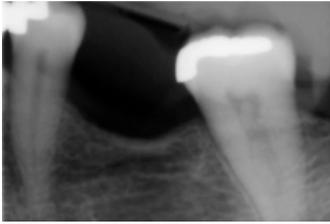
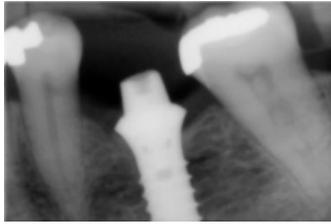
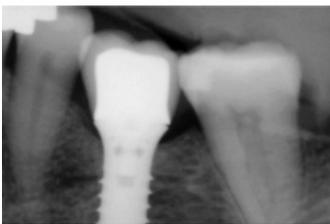
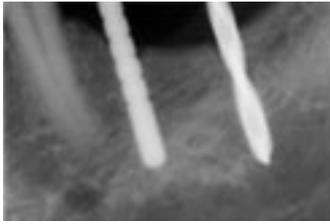
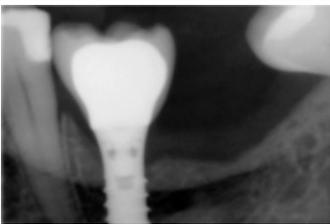
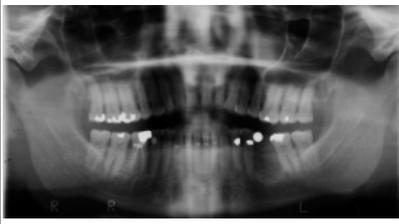
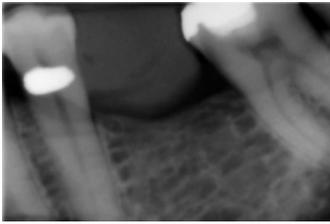
<b>05-29 MMM / 36, 37</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 09/08/04	Rx 2 – 09/08/04
		
Rx 3 – 16/02/05	Rx 4 – 08/09/05	Rx 5 – 14/09/06
		
<b>05-30 MNP / 37</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 14/09/04	Rx 2 – 14/09/04
		
Rx 3 – 23/02/05	Rx 4 – 04/10/05	Rx 5 – 26/09/06
		
<b>05-31 DEM / 14</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/03/05	Rx 2 – 16/03/05
		
Rx 3 – 09/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		

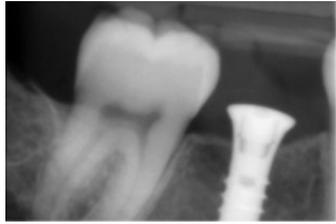
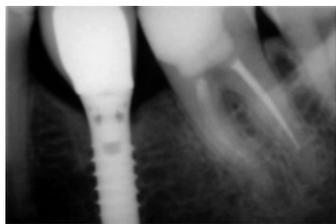
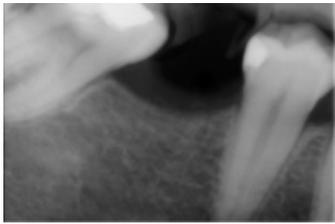
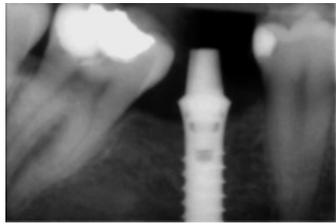
<b>05-32 JJT / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 09/03/05	Rx 2 – 09/03/05
		
Rx 3 – 17/08/05	Rx 4 – 09/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-33 AMS / 16</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/03/05	Rx 2 – 16/03/05
		
Rx 3 – 04/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-34 MSM / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 10/03/05	Rx 2 – 10/03/05
		
Rx 3 – 02/08/05	Rx 4 – 09/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		

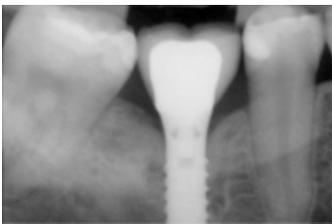
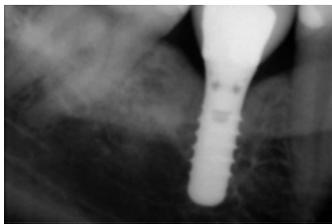
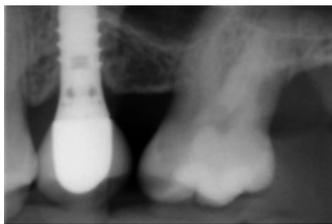
05-35 AAF / 24, 25		
Ortopantomografia	Rx 1 – 06/04/05	Rx 2 – 06/04/05
		
Rx 3 – 15/09/05	Rx 4 – 11/04/06	Rx 5 – 29/03/07
		
05-36 JJS / 45, 47		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 23/08/05	Rx 4 – 23/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
05-37 APC / 25		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/04/05	Rx 2 – 21/04/05
		
Rx 3 – 29/09/05	Rx 4 – 27/04/06	Rx 5 – 03/05/07
		

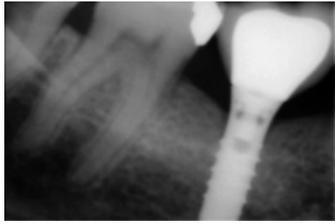
<b>05-38 MGB / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 04/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-39 APC / 16</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 28/04/05	Rx 2 – 28/04/05
		
Rx 3 – 29/09/05	Rx 4 – 27/04/06	Rx 5 – 03/05/07
		
<b>05-40 AES / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 23/08/05	Rx 4 – 23/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		

<b>05-41 PJR / 14</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 28/04/05	Rx 2 – 28/04/05
		
Rx 3 – 04/10/05	Rx 4 – 11/05/06	Rx 5 – 03/05/07
		
<b>05-42 JRB / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 24/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-43 SMC / 25</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 05/05/05	Rx 2 – 05/05/05
		
Rx 3 – 06/10/05	Rx 4 – 11/05/06	Rx 5 – 03/05/07
		

<b>05-44 MSM / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 14/04/05	Rx 2 – 14/04/05
		
Rx 3 – 22/09/05	Rx 4 – 20/04/06	Rx 5 – 03/05/07
		
<b>05-46 AMS / 36, 37</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 21/04/05	Rx 2 – 21/04/05
		
Rx 3 – 29/09/05	Rx 4 – 02/05/06	Rx 5 – 03/05/07
		
<b>05-48 APG / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 05/05/05	Rx 2 – 05/05/05
		
Rx 3 – 04/10/05	Rx 4 – 11/05/06	Rx 5 – 03/05/07
		

<b>05-50 FJR / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 05/05/05	Rx 2 – 05/05/05
		
Rx 3 – 06/10/05	Rx 4 – 11/05/06	Rx 5 – 03/05/07
		
<b>05-51 CAL / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 09/03/05	Rx 2 – 09/03/05
		
Rx 3 – 28/07/05	Rx 4 – 09/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-51 CAL / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 09/03/05	Rx 2 – 09/03/05
		
Rx 3 – 28/07/05	Rx 4 – 09/03/07	Rx 5 – 29/03/07
		

<b>05-52 MJM / 36</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 18/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-52 MJM / 46</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 15/03/05	Rx 2 – 15/03/05
		
Rx 3 – 18/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		
<b>05-53 MFM / 26</b>		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/03/05	Rx 2 – 16/03/05
		
Rx 3 – 09/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		

05-53 MFM / 46		
Ortopantomografia	Rx 1 – 16/03/05	Rx 2 – 16/03/05
		
Rx 3 – 09/08/05	Rx 4 – 16/03/06	Rx 5 – 29/03/07
		



## Índice

---



## 8. Índice

Agradecimentos.....	xv
Sumário.....	1
1. Introdução .....	5
1.1. Cicatrização inicial e regeneração óssea na interface osso-implante .....	9
1.2. A regulação biomecânica do processo de osteointegração.....	11
1.3. Fundamentos mecânicos para implantologia .....	16
1.3.1. Noções de Tensão e Deformação .....	17
1.3.2. Conceito de Tensão .....	17
1.3.3. Conceito de tensão principal .....	19
1.3.4. Conceito de Deformação .....	20
1.3.5. Relação entre tensões e deformações.....	21
1.3.6. O ensaio de tracção .....	21
1.3.7. Tipos de carregamentos .....	25
1.4. Factores biomecânicos que afectam a osteointegração .....	27
1.4.1. Qualidade e a quantidade de osso.....	28
1.4.2. Geometria e topografia da superfície do implante.....	32
1.4.3. A estabilidade implantar e os micromovimentos.....	40
1.4.4. A carga implantar.....	42
1.5. Métodos de avaliação biomecânica da interface osso-implante e da estabilidade implantar .....	44
1.5.1. Métodos clínicos .....	44
1.5.1.1. Mobilidade directa do implante.....	44
1.5.1.2. Percussão do implante .....	45
1.5.1.3. Exame radiográfico .....	45
1.5.1.4. Resistência ao corte .....	46
1.5.1.5. Torque de inserção.....	46
1.5.1.6. Periotest® .....	47
1.5.1.7. Frequência de ressonância.....	48
1.5.2. Métodos não clínicos.....	51
1.5.2.1. Torque de desinserção.....	51
1.5.2.2. Histomorfometria .....	51
1.5.2.3. Elementos finitos.....	52

1.6. Estudos numéricos com o método dos elementos finitos para simular a osteointegração implantar.....	54
1.6.1. Estudos numéricos utilizados para simular o comportamento dinâmico .....	54
1.6.2. Estudos numéricos utilizados para simular o comportamento estático .....	59
1.7. Estudos clínicos com protocolos para carga imediata ou precoce no sector posterior	64
1.7.1. Estudos randomizados.....	66
1.7.2. Estudos prospectivos multicêntricos .....	68
1.7.3. Estudos prospectivos com carga precoce .....	70
1.7.4. Estudos prospectivos com carga imediata funcional e não funcional .....	72
2. Estudo numérico pelo método dos elementos finitos para simular a fase inicial da osteointegração.....	79
2.1 Objectivos.....	79
2.2. Materiais e Métodos .....	80
2.2.1. Geometria e malha .....	80
2.2.2. Propriedades dos materiais.....	83
2.2.3. Condições de fronteira .....	84
2.2.4. Os modelos para a análise do comportamento dinâmico .....	84
2.2.5. Os modelos e as condições de carga para a análise do comportamento estático	85
2.3. Resultados.....	86
2.3.1. Análise do comportamento dinâmico .....	86
2.3.2. Análise do comportamento estático .....	88
2.4 Discussão .....	90
2.5. Conclusões.....	99
3. Estudo clínico randomizado comparando o protocolo de carga imediata com o de carga precoce.....	103
3.1. Objectivos.....	103
3.2. Materiais e Métodos .....	103
3.2.1. População.....	103
3.2.2. Critérios de inclusão.....	104
3.2.3. Critérios de exclusão.....	105
3.2.4. Processo de randomização .....	106
3.2.5. Plano do estudo.....	107
3.2.6. Caracterização e distribuição dos Implantes .....	109
3.2.7. Procedimentos operatórios .....	109
3.2.7.1. Procedimento laboratorial pré-cirúrgico .....	109

3.2.7.2. Procedimento cirúrgico .....	109
3.2.7.3. Procedimentos pós-cirúrgicos e medicação .....	111
3.2.7.4. Procedimento protético de colocação das coroas provisórias .....	112
3.2.7.5. Procedimento protético de colocação das coroas definitivas .....	113
3.2.8. Avaliação clínica e radiográfica.....	114
3.2.8.1. Análise de frequência de ressonância.....	115
3.2.8.2 Avaliação radiográfica .....	116
3.2.9. Critérios de Sobrevivência e de Sucesso .....	117
3.2.10. Eventos adversos .....	118
3.2.11. Análise estatística.....	118
3.3. Resultados.....	119
3.3.1. Distribuição dos pacientes pelos dois grupos de carga.....	119
3.3.2. Distribuição dos implantes pelos dois grupos de carga .....	120
3.3.2.1 Distribuição dos implantes por maxilar, por quadrante e na região pré-molar ou molar .....	120
3.3.2.2. Distribuição dos implantes segundo o comprimento e o diâmetro ...	121
3.3.2.3. Distribuição dos implantes segundo o tipo de osso.....	123
3.3.2.4. Distribuição dos implantes segundo o grupo de cirurgia.....	123
3.3.2.5. Distribuição dos implantes segundo o cirurgião.....	123
3.3.2.6. Distribuição dos implantes segundo o índice de placa e de hemorragia	124
3.3.2.7 Distribuição dos implantes segundo a reabilitação protética com coroas unitárias ou ferulizadas.....	124
3.3.3. Comparação dos valores de frequência de ressonância nos dois grupos de carga	125
3.3.3.1 Valores de frequência de ressonância.....	125
3.3.3.2. Comparação dos valores de frequência de ressonância entre os dois grupos de carga.....	126
3.3.3.3. Comparação dos valores de frequência de ressonância no grupo de carga imediata .....	127
3.3.3.4. Comparação dos valores de frequência de ressonância no grupo de carga precoce .....	128
3.3.3.5. Comparação dos valores frequência de ressonância entre a maxila e a mandíbula.....	129
3.3.3.6. Comparação dos valores frequência de ressonância entre os diferentes tipos de osso .....	129
3.3.4 Comparação da variação do nível ósseo nos dois grupos de carga.....	130
3.3.4.1 Valores do nível ósseo em mesial e em distal para todos os implantes colocados no estudo até aos 24 meses de “follow-up” .....	130

3.3.4.2. Valores médios de variação no nível ósseo relativamente ao dia da cirurgia .....	130
3.3.4.3. Comparação dos valores médios do nível ósseo marginal entre os dois grupos de carga.....	132
3.3.4.4. Correlação entre as variações do nível ósseo para o total de implantes	135
3.3.4.5. Comparação da variação dos valores médios do nível ósseo marginal para os diferentes parâmetros independentes da carga, entre as 20 e as 23 semanas e aos 12 meses de “follow-up” .....	138
3.3.5 Taxas de sobrevivência e de sucesso .....	140
3.4. Discussão .....	142
3.5. Conclusões.....	156
4. Resumo.....	161
5. Summary.....	167
6. Bibliografia.....	179
7. Anexos .....	201
Anexo 1.....	201
Lista de Abreviaturas .....	201
Anexo 2.....	203
Autorização da Comissão de Ética .....	203
Anexo 3.....	205
Consentimento Informado e Esclarecido do Paciente .....	205
Anexo 4.....	209
Fichas Clínicas .....	209
Anexo 5.....	219
Tabelas do Estudo Clínico.....	219
Anexo 6.....	227
Lista de Eventos Adversos e Complicações.....	227
Anexo 7.....	229
Imagens Radiográficas .....	229