

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**COMPARAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA
IMPLANTAR UTILIZANDO DUAS TÉCNICAS DIFERENTES
DE PREPARAÇÃO DO LEITO IMPLANTAR:
UM ESTUDO IN VITRO**

João Massá de Sousa Castro

Dissertação
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2015

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**COMPARAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA
IMPLANTAR UTILIZANDO DUAS TÉCNICAS DIFERENTES
DE PREPARAÇÃO DO LEITO IMPLANTAR:
UM ESTUDO IN VITRO**

João Massá de Sousa Castro

Dissertação orientada:
Pelo Prof. Doutor João Caramês

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2015

Agradecimentos

- Ao Professor Doutor João Caramês por ter aceite ser meu orientador neste projeto, pelo tempo e atenção dedicados para me ajudar na sua realização, pela partilha dos valiosos conhecimentos e pelo profissionalismo.
- À Dra. Helena Francisco por ter aceite ser coorientadora deste trabalho e por toda a atenção prestada.
- Ao Dr. Gonçalo Caramês pela ajuda e apoio prestados na realização deste trabalho.

Agradeço principalmente a toda a minha família, pelos melhores exemplos que me deram e por tornarem tudo isto possível. À minha namorada pelo seu apoio incondicional e por me lembrar sempre de que o sucesso advém do trabalho. Aos meus amigos, tanto de Portugal como do Brasil, por todas as alegrias e por todo o apoio prestado que me ajudou a alcançar este meu objetivo. Este fim de ciclo tem um pouco de cada um de vocês.

Lista de abreviaturas

AFR: Análise da Frequência de Ressonância

ASTM: American Society for Testing and Materials

CI: Carga Imediata

EP: Estabilidade Primária

ES: Estabilidade Secundaria

ISQ: Implant Stability Quocient

Resumo

A estabilidade primária é considerada de suma importância para alcançar a osteointegração e é crucial para o sucesso a longo prazo de implantes dentários. No entanto, em osso de baixa qualidade, como o presente na maxila posterior, é muito difícil de se obter boa estabilidade primária e, com isso, as taxas de sucesso de implantes nessa região são muito inferiores quando comparadas com outras regiões. O objetivo do presente estudo foi comparar a estabilidade primária implantar utilizando duas técnicas diferentes de preparação do leito implantar. Num bloco de espuma rígida de poliuretano com densidade semelhante à do osso tipo IV, cinquenta leitões foram preparados com a técnica convencional e outros cinquenta com uma única broca. Após a inserção do implante em cada leito, a estabilidade primária foi medida com o método de análise de frequência de ressonância através do dispositivo Ostell® ISQ. Os resultados das medições constaram a existência de diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,001$) entre o Grupo Controle e o Grupo Teste em termos dos valores médios de ISQ. O Grupo Teste obteve estabilidade primária significativamente mais elevada do que a obtida pelo Grupo Controle. Dentro das limitações do estudo, os resultados obtidos sugerem que na presença de osso de baixa qualidade, a utilização da técnica de preparação do leito implantar com uma única broca e de forma subdimensionada, pode ser uma opção eficaz para se conseguir um aumento na estabilidade primária implantar.

Palavras-chave: estabilidade primária, osteointegração, preparação do leito implantar, análise de frequência de ressonância, quociente de estabilidade implantar

Abstract

Primary stability is considered paramount to achieve osseointegration and is crucial to the long-term success of dental implants. However, in low quality bone, as present in the posterior maxilla, it's very difficult to obtain good primary stability and thereby implant success rates in this region are much lower compared to other regions. The aim of this study was to compare the primary stability using two different techniques for implant site preparation. In a rigid block of foam polyurethane with a density similar to type IV bone, fifty sites were prepared with the conventional technique and fifty other with a single drill. After the implant insertion into each site, the primary stability was measured by the method of resonance frequency analysis using the Ostell® ISQ device. The results of the measurements were consistent with statistically significant differences ($p < 0.001$) between the control group and the test group in terms of average values of ISQ. The Test Group had significantly higher primary stability than the control group. Within the limitations of the study, the results suggest that the presence of poor quality bone, the use of the implant site preparation technique with a single drill and undersized, it can be an effective option for achieving an increased primary stability deploy.

Key words: primary stability, osseointegration, implant site preparation, resonance frequency analysis, implant stability quotient

Índice

1. REVISÃO DA LITERATURA	1
1.1 Introdução	1
1.2 Osteointegração	2
1.3 Estabilidade primária e secundária de implantes	4
1.4 A importância da estabilidade primária para a osteointegração	5
1.5 A influência da preparação do leito implantar na estabilidade primária	6
1.6 Análise da frequência de ressonância para avaliação da estabilidade implantar	9
2. OBJETIVOS E HIPÓTESES DO ESTUDO	12
2.1 Objectivo do estudo	12
2.2 Hipótese nula	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS	12
3.1 Tipo de estudo	12
3.2 Grupos de estudo	12
3.3 Tamanho da amostra	13
3.4 Implantes	13
3.5 Blocos de poliuterano	13
3.6 Unidade de perfuração cirúrgica	13
3.7 Protocolos cirúrgicos	13
3.8 Análise estatística	16
4. RESULTADOS	16
4.1 Avaliação da estabilidade primária em duas preparações diferentes do leito implantar, medida através do Osstell® ISQ	16
5. DISCUSSÃO	18
6. CONCLUSÃO	22
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23
8. ANEXOS	36

1. Revisão da literatura e relevância clínica

1.1 Introdução

Ao longo das últimas décadas, os implantes dentários têm demonstrado taxas de sucesso bastante satisfatórias em diversas situações clínicas (Al-Nawas et al., 2006) e, com isso, tem havido um aumento na utilização de implantes endósseos como um meio de fornecer uma base para próteses dentárias (Davies 2003). O sucesso e ampla aceitação dos implantes dentários como primeira escolha na substituição de dentes perdidos é baseada no resultado da interação entre o osso e o implante num processo conhecido como osteointegração (Meyer et al., 2012).

Um implante dentário é um dispositivo artificial que tem a finalidade de substituir funcional e esteticamente o dente natural (Boemio et al., 2011). Para prognóstico favorável, alguns requisitos são necessários, tais como a ausência de mobilidade do implante durante o procedimento cirúrgico, o qual é definido como a estabilidade primária (EP). Esta propriedade é essencial para a manutenção dos tecidos duros e moles peri-implantares (Hermann et al., 2001; Glauser et al., 2004) e, por esta razão, é um fator determinante para uma completa osteointegração (Brouwers et al., 2009; Kahraman et al., 2009). A EP obtida no momento da inserção do implante, a osteointegração durante o período de cicatrização e a capacidade de carga funcional determinam o sucesso de um implante (Oh et al., 2009).

Protocolos tradicionais de implantes recomendam um procedimento cirúrgico em dois estágios e um período de repouso de pelo menos três meses antes de aplicar uma carga de forças mastigatórias aos implantes e ao osso circundante através de próteses dentárias (Albrektsson, 1983). O encurtamento deste tempo de tratamento está a tornar-se mais prevalente e cada vez mais exigido por pacientes, devido a razões estéticas e de conforto (Boemio et al., 2011). Com isso, protocolos de carga precoce e imediata evoluíram para facilitar a reabilitação protética com um período de cicatrização mais curto (Atieh et al., 2012). Sendo a EP do implante no momento de inserção um pré-requisito fundamental para a carga imediata (CI) (Elias et al., 2012) torna-se fundamental para o cirurgião medir a estabilidade do implante no contexto clínico. A quantificação da EP permite ao clínico determinar se um implante deve receber CI ou se, por outro lado, deve ficar submerso por um determinado período de cicatrização (Proussaefs, 2003).

As taxas de sobrevivência de implantes dentários atingem mais de 95% de sucesso em locais como a região anterior da mandíbula, ao longo de um período de observação de 5 anos. Porém a perda do implante ainda é elevada noutras regiões, como por exemplo, na maxila posterior (Jaffin & Berman, 1991; Testori et al., 2001). É amplamente reconhecido que o sucesso a longo prazo de implantes em várias situações clínicas depende em larga medida da qualidade do osso disponível para a colocação do implante. As falhas de implantes são comumente relatadas em osso de baixa qualidade, como se verifica na região posterior do maxilar (Jaffin & Berman, 1991; Herrmann et al., 2005).

Embora o uso de implantes possa ser considerado como uma das modalidades de tratamento mais bem-sucedidas em Medicina Dentária, regiões de baixa densidade óssea continuam a ser um desafio para alcançar o sucesso de implantes dentários e requerem um plano de tratamento e protocolo cirúrgico específico para minimizar o risco de falha do implante (Friberg et al., 1999; Bahat, 2000).

1.2 Osteointegração

O conceito de osteointegração foi descrito por Per-Ingvar Branemark, como sendo "uma ligação estrutural e funcional direta entre osso vivo e ordenado e a superfície do implante colocado em carga funcional sem interposição de tecido mole" (Mavrogenis et al., 2009). Branemark (1959) demonstrou, através das suas observações iniciais acerca da osteoingração, que os implantes de titânio poderiam ficar permanentemente incorporados dentro do osso, ou seja, o osso vivo pode fundir-se de tal maneira com a camada de óxido de titânio do implante que os dois não poderiam ser separados sem que ocorresse fratura, sendo essa forte integração útil para servir de suporte para próteses dentárias (Mavrogenis et al., 2009).

Uma propriedade específica do osso é a sua capacidade de formar novo osso e de remodelar o osso existente. Isto é especialmente importante na sua resposta a forças mecânicas aplicadas (Carter et al., 1998). Osteointegração pode ser comparada com a consolidação de uma fratura óssea directa, em que as extremidades ficam unidas por osso, sem tecido fibroso intermédio ou formação de fibrocartilagem. No entanto, a diferença fundamental que existe é que a osteointegração une osso à superfície dos implantes, ao invés do osso (Schenk & Buser, 1998).

A cicatrização óssea directa, tal como ocorre na consolidação de fraturas primárias e na osteointegração, é ativada por qualquer lesão da matriz óssea pré-

existente. Quando essa matriz é exposta ao fluido extra-celular, proteínas não colagenosas e factores de crescimento são libertados e activam a reparação óssea (Schenk & Buser, 2000). O processo clássico de reparação óssea é constituído por uma resposta inflamatórias aguda e quimiotaxia celular, conduzindo à formação de um tecido de granulação vascularizado e à proliferação de células mesenquimais pluripotentes, com capacidade de se diferenciarem em células osteoprogenitoras. Na fase inicial da cicatrização, macrófagos e células polimorfonucleadas removem os restos de osso, que, após os procedimentos de perfuração, ficam compactados nas paredes ósseas deixando pouco ou nenhum acesso a espaços medulares. (Stacchi et al, 2013). As células osteoprogenitoras, por sua vez, diferenciam-se em precursores dos osteoblastos e osteoblastos e começam a deposição óssea sobre as paredes da lesão e possivelmente sobre a superfície do implante (Schenk & Buser, 2000).

A migração celular, adesão e proliferação sobre superfícies de implantes são pré-requisitos importantes para iniciar o processo de regeneração do tecido, enquanto modificações da superfície do implante por incorporação de mediadores biológicos de crescimento e diferenciação podem ser potencialmente benéficos na melhoria da cicatrização da feridas após a colocação do implante (Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013).

Diversos factores são importantes para o sucesso da osteointegração dos implantes dentários, incluindo as principais características de estabilidade e de superfície do implante, condições anatómicas, metabolismo ósseo, desenho da prótese provisória e o padrão de oclusão durante a fase de cicatrização. (Albrektsson et al., 1981; Chiapasco, 2004). Alguns factores, como trauma cirúrgico excessivo durante o procedimento de colocação do implante, infecção na região cirúrgica, hábito de fumar, comprometimento sistémico do hospedeiro e distúrbios nutricionais podem prejudicar a cicatrização óssea ou interferir na manutenção da osteointegração (Esposito M, 1998). Um procedimento cirúrgico simples atraumático é um factor determinante, pois qualquer dano térmico ou mecânico causado durante a preparação local do implante pode provocar necrose óssea e fracasso do processo de osteointegração (Eriksson et al, 1984; Brisman, 1996; Bahat & Sullivan, 2010).

Segundo Buser et al. (1997) e Cochran et al(2002) os critérios de sucesso de osteointegração incluem (1) ausência de mobilidade do implante clinicamente detectável, (2) ausência de dor ou qualquer sensação subjetiva, (3) ausência de infecção

peri-implantar de repetição, e (4) ausência de radiolucidez contínua ao redor do implante após 3, 6 e 12 meses com carga aplicada.

1.3 Estabilidade primária e secundária de implantes

O sucesso a longo prazo de reabilitações com próteses dentárias suportadas por implantes osteointegrados depende da estabilidade dos implantes (Boemio et al., 2011). De acordo com Meredith (1998), a estabilidade é um processo que pode ser dividido em duas fases - primária e secundária - e é o resultado do tempo de cicatrização óssea.

A EP é definida como a estabilidade biométrica imediatamente após a inserção do implante, sendo um importante marcador de prognóstico para o sucesso de implantes dentários. Ela é determinada principalmente pelo contacto entre o implante e o osso (Schroeder, 1978; Meredith, 1998). A estabilidade primária reflete o grau de travamento mecânico entre o implante e o osso circundante, no momento da sua colocação (Abrahamsson et al., 2004; De Smet et al., 2005) e é muitas vezes relacionada com o grau de compressão do osso (Sennerby & Roos, 1998). Boa EP permite a distribuição equilibrada das forças mastigatórias e das cargas oclusais funcionais logo após o implante ser inserido (Chong et al., 2009). A EP do implante é um fenómeno mecânico que é influenciado por fatores relacionados com o implante (desenho e geometria), com o paciente (qualidade e quantidade de osso) e com o operador (técnica cirúrgica) (Sennerby & Roos, 1998; Stacchi et al., 2013; Rastelli et al., 2014).

Durante o período de cicatrização, a EP do implante passa a estabilidade secundária (ES), tratando-se de um fenómeno biológico (Oates et al., 2007). A ES é um mecanismo induzido biologicamente (Huwiler et al., 2007) envolvendo complexos processos de formação, de maturação, e de remodelação do osso na interface osso-implante (Davies, 1998; Rasmusson et al., 1999). Consiste na formação de novo osso e nos processos de remodelação óssea (Brunski, 1992; Cochran et al., 1998), resultando numa fixação biológica, através da aposição óssea contínua (osteogénese de contato) e remodelação óssea (Berglundh et al 2003). A ES depende de factores relacionados com o hospedeiro (fornecimento de sangue para à ferida), características da superfície do implante (Konig Júnior et al., 1998; Davies, 2003; Nevins et al., 2012;) e técnica cirúrgica (Stacchi et al., 2013).

Enquanto a EP está relacionado com a relação mecânica entre o implante e o osso, a ES está relacionada com a regeneração do osso e remodelação, após inserção do

implante (Greenstein et al., 2008; Natali et al., 2009). Com isso, a EP é mais elevada logo após a colocação do implante, devido à compressão mecânica do implante nas paredes ósseas, e diminui com o tempo. Por outro lado, a ES apresenta um aumento progressivo em relação aos eventos biológicos na interface osso-implante, tais como a formação de novo osso e remodelação (Raghavendra et al., 2005). A ES está ausente no momento da colocação do implante e aumenta com o tempo (Stacchi et al., 2013; Shadid et al., 2014). O ponto de transição da diminuição para aumento da estabilidade do implante sugere uma mudança no metabolismo ósseo (Stacchi et al., 2013). Numa primeira fase, onde há diminuição da EP, que ocorre três a oito semanas após a colocação do implante (Balshi et al., 2005; Verdonck et al., 2008), existe um predomínio da actividade de osteoclastos que levam à ocorrência de reabsorção óssea (Balshi et al., 2005). Já numa segunda fase, onde ocorre aumento da ES, a atividade que predomina é a osteoblástica, com aposição óssea em torno do implante (Balshi et al., 2005).

Segundo Davies (1998), a estabilidade primária dos implantes é alcançada ao nível do osso cortical, enquanto que a estabilidade secundária ao nível do osso trabecular.

1.4 A importância da estabilidade primária para a osteointegração

A EP de implantes deve ser mantida durante todo o período de cicatrização, a fim de evitar que ocorram micromovimentos, que possam levar à formação de tecido fibroso em torno do implante (Brunski, 1992; Szmukler-Moncler et al., 1998; Leucht et al., 2007). Este processo é bastante importante e relevante quando a interface osso/implante está submetida a estímulos mecânico-biológicos pela execução de protocolos de CI ou precoce (Becker et al., 2005; Barone et al., 2006; Schwartz-Arad et al., 2007).

Vários estudos têm indicado que o limite tolerado de micromovimentos é entre 50 e 150 μm (Akagawa et al., 1986; Pilliar, 1991; Brunski, 1992; Leucht et al., 2007; Galindo-Moreno et al., 2012). Brunski et al. (1999) relataram que existe um limite crítico abaixo de 100 μm que é considerado um estímulo funcional que não gera qualquer efeito negativo sobre a regeneração do osso em torno do implante. Davies (1998) sugeriu que implantes com micromovimentos excessivos poderiam interferir com a formação do coágulo de fibrina na superfície do implante durante a cicatrização precoce da ferida. Brunski et al. (2001) afirmaram que o limite tolerado não é

claramente conhecido ou definido pois é susceptível de variar em casos individuais e locais em relação à qualidade e quantidade de osso, às condições de carga aplicadas e às capacidades regenerativas e sistémicas do paciente.

Quanto maior for a EP, menores são os micromovimentos entre a superfície do implante e o osso circundante, permitindo uma cicatrização sem distúrbios e levando ao sucesso na osteointegração (Friberg et al., 1991; Ivanoff et al., 1996; Garcia-Vives et al., 2009). Uma má fixação do implante, baixa EP, pode levar a micromovimentos excessivos durante a cicatrização do implante, que podem potencialmente causar encapsulação fibrosa que está associada com taxas elevadas de insucesso da osteointegração (Esposito et al., 1998; Bayarchimeg et al., 2013).

Outra vantagem de uma elevada EP é a redução no tempo de tratamento do paciente, uma vez que, no caso de implantes menos estáveis, os médicos têm de esperar que a osteointegração ocorra antes de iniciar a reabilitação protética (Albrektsson et al., 1981; Szmukler-Moncler et al., 2000; Javed & Romanos, 2010). Com isso, implantes com boa EP apresentam períodos de cicatrização mais curtos, e por outro lado, os implantes com baixa EP necessitam de períodos mais longos de cicatrização para conseguirem alcançar ganho suficiente de ES (Esposito et al., 1998).

Foi mostrado através de resultados clínicos que a EP deve ser suficiente para evitar a mobilidade do implante, porém não deve induzir lesões ósseas tais como microfracturas ou tensões de compressão excessiva (Elias et al., 2012). Tais tensões podem resultar em necrose e isquémia local do osso na interface osso-implante, podendo levar ao insucesso da osteointegração (Nedir et al., 2004; Bilhan et al., 2010; Isoda et al., 2012)

1.5 A influência da preparação do leito implantar na estabilidade primária

A EP de implantes dentários é influenciada segundo alguns factores: qualidade e quantidade óssea, características do implante (comprimento, diâmetro, desenho e geometria) e técnica de preparação do leito implantar (Maredith, 1998; Sennerby & Roos, 1998; Martinez et al., 2001; Barewal et al., 2003; Boronat-López et al., 2006; Moon et al., 2010; Stacchi et al., 2013; Rastelli et al., 2014;).

O método convencional de preparação do leito implantar envolve a utilização de uma série de brocas de diâmetro crescente que removem de forma incremental pequenas quantidades de osso (Eriksson et al., 1982; Branemark, 1983). Este método baseia-se no pressuposto de que o calor gerado no osso se correlaciona directamente com a

quantidade de material removido com cada broca. O objetivo desta abordagem tradicional é a de conter a fricção e conseqüente calor gerado pelo processo de perfuração, aumentando gradualmente o diâmetro da broca (Davidson & James, 2003). Este método convencional é relativamente simples de se executar, acessível e bastante eficaz em regiões de boa qualidade óssea (Vercellotti, 2004; Schlee et al., 2006) No entanto, em regiões de baixa qualidade óssea esta técnica já não é tão eficaz, aumentando o risco de perda do implante (Garg, 2002). Para Elias et al. (2012), a utilização desta técnica em regiões de baixa qualidade de tecido ósseo pode ser parcialmente compensada com a utilização de implantes de maior diâmetro e comprimento (Elias et al., 2012).

A presença de baixa densidade óssea apresenta um desafio para alcançar o sucesso de implantes dentários e requer um plano de tratamento e protocolo de preparação do leito implantar específicos para minimizar o risco de falha do implante (Friberg et al., 1999a; Bahat, 2000). Nesse sentido, várias técnicas de preparação do leito implantar tem sido desenvolvidas para aumentar a EP (Friberg et al., 1999a; Galindo-Moreno et al., 2012). Cavallaro et al. (2009) e Engelke et al. (2013) concluíram que as variações no protocolo de perfuração do leito implantar são necessárias para melhorar a EP do implante para diferentes densidades ósseas.

Em regiões de osso esponjoso, como na maxila posterior, é especialmente importante a preservação do osso cortical durante a preparação do local de implantação (Misch et al., 1999), uma vez que o osso cortical irá desempenhar um papel importante para fornecer ao implante uma maior estabilidade (Andrés-García et al., 2009). Além disso, em muitos casos, a altura do osso na região posterior da maxila é insuficiente para atingir uma elevada estabilidade primária devido à presença do seio maxilar. Portanto, os implantes dentários nesta região apresentam a maior taxa de falha, tendo sido propostas técnicas de preparação do leito implantar que visam aumentar a sua EP (Herrmann et al., 2005). Os métodos mais amplamente utilizados incluem a preparação subdimensionada do leito implantar (Friberg et al., 2002), condensação óssea utilizando osteótomos (Nedir et al., 2009; Crespi et al., 2010) e o uso de fixação bicortical (Ivanoff et al., 2000).

A técnica de preparação subdimensionada do leito implantar foi introduzida para otimizar localmente a densidade óssea usando um diâmetro da broca final consideravelmente menor em comparação com o diâmetro do implante (Friberg et al., 1999b). Pelo facto do diâmetro do leito ósseo ser inferior ao do implante, haverá uma

compressão das paredes ósseas, aumentando sua densidade e por conseguinte aumento da EP (Turkyilmaz et al., 2008; Alghamdi et al., 2011, Shadid et al., 2014). Segundo Bilhan et al. (2010), em regiões de baixa qualidade óssea, a utilização de um implante cónico associado a uma preparação subdimensionada do leito implantar e preservação da camada cortical óssea, é recomendada para melhorar a EP do implante. Num estudo de Tabassum et al. (2009) sobre a influência da superfície dos implantes e técnica de preparação do leito implantar na EP de implantes dentários em locais de baixa densidade óssea, verificou-se que a combinação de alta rugosidade da superfície do implante, juntamente com uma técnica de perfuração óssea subdimensionada, resulta em maior EP.

O uso de osteótomos para a instalação de implantes dentários foi originalmente descrita por Summers (1994). Esta técnica foi introduzida para aumentar as taxas de sucesso e a EP em áreas onde a qualidade óssea é baixa, promovendo compressão do osso trabecular no sentido lateral e apical, de forma a preservar o osso existente e contribuindo assim para o aumento da densidade óssea que por sua vez, teoricamente aumentaria também a EP. No entanto, esta técnica é complexa e requer habilidades cirúrgicas adicionais. A orientação adequada do osteótomo é essencial para a forma final do leito criado e o ajuste do implante (Buchter et al., 2005). Alguns autores demonstraram que a técnica de condensação aumentou a EP do implante mais do que a técnica de perfuração convencional (Kim et al., 2006; Shayesteh et al., 2013; Markovic et al., 2013). Porém vários estudos têm sugerido que a utilização do osteótomo diminui ou não afecta a EP (Fanuscu et al., 2007; Proff et al., 2008; Çehreli et al., 2009; Shadid et al., 2014). Segundo Nkenke et al. (2005), a utilização do osteótomo para a condensação óssea resulta em fissuras longitudinais e fendas na região do osso, aumentando a taxa de insucesso dos implantes (Nkenke et al., 2005).

Recentemente, uma broca que permite preparar o leito do implante com um único passo de perfuração em diferentes tipos de osso, tem sido introduzida no mercado. A realização de procedimentos minimamente invasivos podem preservar o potencial de cicatrização dos tecidos, melhorando e acelerando a osteointegração de implantes e a cicatrização do tecido mole, com consequências positivas para a funcionalidade do implante e estética da restauração. A realização desta técnica de preparação do leito implantar com apenas uma broca pode levar a resultados excelentes, com vantagens para o cirurgião, em termos de simplificação da técnica de preparação do local do implante e aceleração do procedimento cirúrgico, e para o paciente, devido ao menor

tempo de tratamento e diminuição do sofrimento tecidual pós-cirúrgico, podendo conduzir a uma melhor aceitação da terapia de implantação. No entanto, esta técnica apresenta algumas limitações e cuidados, sendo necessária maior precisão no alinhamento e direção do eixo de perfuração, uma vez que, por se tratar de um procedimento de apenas uma broca, não é possível corrigir qualquer desalinhamento (Bettach et al., 2013).

1.6 Análise da frequência de ressonância para avaliação da estabilidade do implante

É de grande importância quantificar a estabilidade do implante em vários momentos, com a finalidade de se obter informação sobre o período de cicatrização e de carga ideal (Raghavendra et al., 2005). Atualmente, existem diversos métodos experimentais e clínicos para aferição da estabilidade do implante, podendo estes ser divididos em métodos invasivos e não-invasivos. Os métodos de avaliação da estabilidade do implante classificados como invasivos são o teste do torque de remoção e os exames histológicos e histomorfométricos (Atsumi et al., 2007). A medição destes métodos é precisa, porém são procedimento invasivos e destrutivos e, por isso, não são apropriados para estudos clínicos e a longo prazo. (Park et al., 2011; Howashi et al., 2014). Quanto aos métodos não-invasivos de avaliação da estabilidade do implante, estes são: o teste de percussão do implante, exames radiográficos, o torque de inserção, o Periotest® e a análise da frequência de ressonância (Meredith, 1998).

A análise de frequência de ressonância (AFR) foi estabelecida como uma medida quantitativa não-invasiva e não-destrutiva de análise da integração do implante, avaliando mudanças na estabilidade do implante ao longo do tempo (Boronat-López et al., 2008). A AFR consiste num teste de flexão do complexo osso-implante, onde um transdutor aplica uma força de flexão extremamente pequena. À força de flexão aplica-se uma força lateral fixa ao implante e é medido o deslocamento, simulando assim, a condição de carga clínica, porém numa magnitude reduzida (Sennerby & Meredith, 2008). Atualmente, três versões de dispositivos Osstell® (Osstell® Integration Diagnostic AB, Suécia) com diferentes mecanismos de ação estão disponíveis comercialmente: o Osstell® eletrónico, o Osstell® Mentor magnético, e o mais recente Osstell® ISQ também magnético.

O dispositivo electrónico (Osstell®) utiliza uma ligação direta (com fios) entre o transdutor e o analisador de frequência de ressonância. O transdutor trata-se de um

cantilever em forma de L, que se liga ao implante por meio de um parafuso de fixação. Um cristal piezoelétrico na porção vertical da viga em forma de L é usado para estimular o complexo implante / transdutor e um segundo cristal piezoelétrico no lado oposto do feixe é usado como o elemento de recepção para detectar a resposta do feixe. Os resultados são expressos como um quociente de estabilidade do implante (ISQ), que representa uma unidade normalizada da estabilidade (Glauser et al., 2004). O dispositivo Osstell® apresenta algumas desvantagens que incluem uma grande quantidade de cabos, o volume e o peso do equipamento, e o alto custo do instrumento (Sennerby & Meredith, 2008).

A versão mais recente do dispositivo magnético é o Osstell® ISQ, que é um aparelho sem fios, em que um pilar de metal magnetizado (smartpeg) é enroscado ao implante e funciona como transdutor. O smartpeg tem um pequeno íman preso a si e é estimulado com impulsos magnéticos, provocando a sua vibração. Através da onda magnética resultante é feita a AFR, que é expressa electromagneticamente com um ISQ com unidades que variam de 1 a 100, sendo que quanto maior o valor de ISQ maior é a estabilidade (Balshi et al., 2005; Becker et al., 2005), enquanto baixos e decrescentes valores de ISQ podem ser um sinal de falha do implante em curso e / ou perda óssea marginal (Sennerby & Meredith, 2008). Tem sido sugerido que os dispositivos Osstell® magnéticos são mais confiáveis, apresentando maior precisão de gravação em comparação com a versão electrónica mais antiga (Atsumi et al., 2007).

Os valores de ISQ são dependentes da rigidez da interface osso-implante (Meredith et al., 1996; Sennerby & Meredith, 1998; Bischof et al., 2004; Park et al., 2011; Stacchi et al., 2013). Porém, para alguns autores os valores de ISQ têm uma correlação com o contacto osso-implante e não com a rigidez do complexo osso-implante (Flemming 1998; Huang et al 2002; Scarano et al., 2006). Teoriza-se que as alterações de ISQ são em grande parte o resultado de diferenças na interface osso-implante e da densidade do osso adjacente (Sennerby & Meredith, 1998), ou seja, durante a cicatrização, um aumento dos valores de ISQ provavelmente reflete aposição e remodelação óssea na interface osso-implante (Han et al., 2010; Stacchi et al., 2013).

Miyamoto et al. (2005) avaliaram quantitativamente a relação entre a espessura do osso cortical e estabilidade do implante, determinando uma correlação positiva entre a espessura do osso cortical e ISQ. Hsu et al. (2013), num estudo *in vitro*, investigaram o efeito da rigidez do osso sobre a estabilidade do implante e descobriram que os valores de ISQ aumentavam juntamente com o módulo de elasticidade do osso trabecular

artificial. Parece, ainda, existir uma correlação entre valores de ISQ e densidade óssea, como mostraram alguns estudos que verificaram um aumento dos valores de ISQ quando a densidade óssea aumentava (Seong et al., 2009; Isoda et al., 2012; Bayarchimeg et al., 2013). A existência de uma forte correlação entre valores de ISQ e o torque de inserção também é defendida por alguns autores (Turkyimaz et al., 2009; Bilhan et al., 2010; Zhou et al., 2015).

A monitorização de ISQ durante o primeiro mês de carga funcional tem mostrado ser bastante valiosa, visto que qualquer diminuição no valor ISQ significa diminuição da estabilidade e pode indicar uma tendência para falha do implante. Neste caso, a carga do implante deve ser removida até que ele recupere a sua estabilidade e atinja um nível de ISQ de segurança, antes da restauração definitiva (Rao & Benzi, 2007; Sennerby & Meredith, 2008).

Ainda permanece a necessidade de se desenvolver uma escala de valores de ISQ que possa definir as características da interface osso-implante ou avaliar quantitativamente a evolução da osteointegração (Aparicio et al., 2006). O significado clínico dos valores de ISQ é definido pelo fabricante da seguinte forma: valor de ISQ <60 apresenta alto risco de fracasso; valor de ISQ entre 60-90 corresponde à melhor integração possível; e valor de ISQ > 90 está relacionada a necrose óssea (Herrero-Climent et al., 2012). Também tem sido relatado que os implantes osteointegrados apresentam valores de ISQ que variam tipicamente entre 57-82 (Al-Nawas et al., 2002; Balleri et al., 2002; Ersanli et al., 2005; Park et al., 2011) e implantes com valores de ISQ inferiores a 50 estão associados a taxas de insucesso mais elevadas (Al-Nawas et al., 2002; Balleri et al., 2002; Gahleitner & Monov, 2004). No estudo de Fischer et al. (2008) a falha dos implantes foi associada com valores de ISQ inferiores a 54. Para Sennerby & Ross (1998) valores de ISQ de 60 a 70 mostram uma estabilidade implantar fiável.

Outros estudos clínicos sugerem que os implantes com valores de ISQ acima de 65 no momento da sua inserção são adequados para protocolos de CI (Glauser et al., 2003; Lindeboom et al., 2006). Por outro lado, valores de ISQ no momento da colocação dos implantes iguais ou superiores a 42 (Nedir et al., 2004), a 60 (Ostman et al., 2008) ou a 62 (Cornellini et al., 2006) também têm sido sugeridos como valores que permitem sucesso em protocolos de CI.

O sistema Osstell® ISQ mostra-se sensível para detectar mudanças na rigidez interface do implante com o osso (Al-Jetaily & Al-Dosari, 2011). Vários estudos têm

relatado que a AFR é um método útil e objectivo para analisar e quantificar a EP após a implantação, bem como o grau de estabilidade após a osteointegração (Degidi et al., 2010; Turkyilmaz et al., 2009; González-Jaranay et al., 2014). Este sistema tem provado ser mais fiável em comparação com sistema Periotest® na medição da estabilidade do implante e a fiabilidade deste sistema aumenta à medida que aumenta a estabilidade do implante (Lachmann et al., 2006; Zix et al., 2008; Çehreli et al., 2009; Al-Jetaily & Al-Dosari, 2011; Park et al., 2011).

2. Objectivos e hipóteses do estudo

2.1 Objectivo do estudo

Avaliar a influência de duas técnicas de preparações do leito implantar diferentes, em osso de baixa densidade, na estabilidade primária.

2.2 Hipótese nula

H0: As diferentes técnicas de preparação do leito implantar não influenciam a estabilidade primária.

3. Materiais e Métodos

3.1 Tipo de estudo

Estudo *in vitro*.

3.2 Grupos de estudo

Grupo A (Grupo de Controlo): 50 implantes colocados em leitos preparados com a técnica convencional;

Grupo B (Grupo de Estudo): 50 implantes colocados em leitos preparados com uma técnica modificada.

3.3 Tamanho da amostra

A amostra para cada grupo de estudo foi de 50 implantes (N=50). No total foram testados 100 implantes.

3.4 Implantes

Foi utilizado apenas um implante OSSEOTITE® (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, Flórida), de forma cilíndrica, com dimensões de 4x13mm (Ref: OSS413) e de conexão externa. O implante apresentava uma superfície híbrida, sendo que desde a plataforma até à segunda espira mais coronal a superfície é de titânio maquinado, enquanto que da terceira espira até ao terço apical a superfície é rugosa.

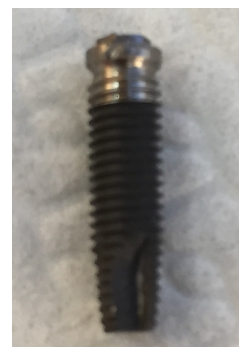


Figura 1: Implante OSSEOTITE 4x13mm

3.5 Blocos de poliuretano

Neste estudo foi utilizado um bloco de espuma rígida de poliuretano (Solid Rigid Polyurethane Foam, Sawbones® Europe AB, Malmo, Suécia) com uma dimensão de 13cm x 18cm x 4cm (largura/ comprimento/ espessura) e com uma densidade de 0,32 g/cm³. Na tabela em anexo (**Anexo 1**) encontram-se as propriedades mecânicas do bloco de poliuretano utilizado.

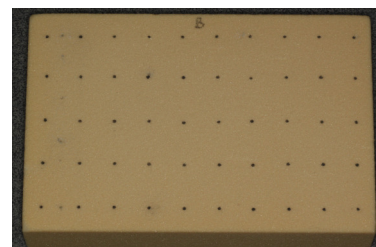


Figura 2: Bloco de poliuretano

3.6 Unidade de perfuração cirúrgica

Para preparação do leito implantar e inserção dos implantes, foi utilizado um contra-ângulo integrado na unidade de perfuração electrónica Osseoset® 100 (Nobel Biocare, Zurique, Suíça).



Figura 3: Osseoset® 100

3.7 Protocolo cirúrgico

3.7.1 Preparação do leito implantar

A preparação do leito implantar do Grupo A, através da técnica convencional de preparação, seguiu as instruções do manual cirúrgico do fabricante do implante (Biomet 3i para implantes OSSEOTITE® com 4mm de diâmetro e conexão externa):

1. Fez-se a marcação do local de colocação do implante com uma broca esférica com 2mm de diâmetro (RD100 ou DR100).
2. Com uma broca helicoidal de 2mm de diâmetro (ITD215, DT215, DTN215 ou ACT2015) fez-se a perfuração com uma profundidade de 13mm.

3. Verificou-se a direção e posição da preparação do leito implantar através da inserção da porção fina do indicador de direção (DI100 ou DI2310).
4. Com a broca piloto (PD100 ou DP100) realizou-se a dilatação do terço coronal do leito implantar. A perfuração foi feita até à marca presente na broca.
5. Utilizando uma broca helicoidal de 2.75mm de diâmetro (ITD315, ACT3015, DT315 ou DTN315) perfurou-se novamente com profundidade de 13mm.



Figura 4: Marcação do local do implante com broca esférica com diâmetro 2mm



Figura 5: Perfuração com broca helicoidal de 2mm de diâmetro até 13mm de profundidade



Figura 6: Dilatação do terço coronal do leito implantar com broca helicoidal de 2mm de diâmetro



Figura 7: Perfuração com broca helicoidal de 2.75mm de diâmetro até 13mm de profundidade

A velocidade de rotação das brocas na preparação do leito implantar foi de 1200 rpm, como indicado pelo fabricante (Biomet 3i). O controle da profundidade de perfuração foi feito através das marcas calibradores presentes na superfície de cada broca.



Figura 8: Velocidade de rotação das brocas na preparação do leito implantar

No Grupo B a preparação do leito implantar foi feita utilizando uma técnica modificada em que o leito foi preparado em uma única etapa. A preparação do leito foi realizada apenas com uma broca helicoidal da marca BTI e com um diâmetro progressivo de 1.8 a 2.5 mm. A velocidade de rotação da broca foi de 1200 rpm.



Figura 9: Broca BTI 18/25

3.7.2 Colocação dos implantes

Os implantes foram colocados a nível justaósseo e com uma velocidade de 15 rpm e um torque de 15N.



Figura 10: Colocação do implante



Figura 11: Implante colocado

3.7.3 Medição da estabilidade primária

A medição da estabilidade primária foi feita através da análise da frequência de ressonância tendo sido utilizado para o efeito o dispositivo Ostell® ISQ (Ostell® ISQ, Gotemburgo, Suécia). Ao implante foi enroscado o SmartPeg adequado e foram feitas três medições por implante, sendo cada medição com uma direção diferente da sonda. As três direções de medição foram padronizadas, de forma a serem sempre as mesmas ao longo do estudo. O valor de ISQ corresponde a uma média do valor resultante das três medições. Informações do modo de funcionamento do Ostell® ISQ (Ostell® ISQ, Gotemburgo, Suécia) encontram-se detalhadas em anexo.



Figura 12: Ostell® ISQ

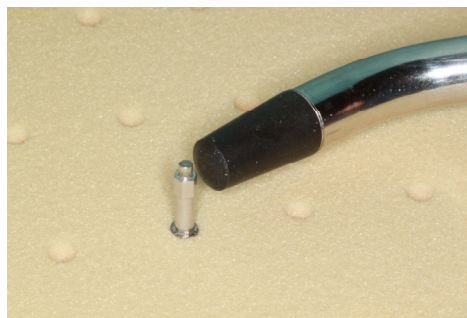


Figura 13: Medição da estabilidade primária com o Ostell® ISQ

3.8 Análise estatística

A análise estatística dos resultados foi feita através do software IBM SPSS (Statistical Package for the Social Science v22.0, IBM Corporation, Nova Iorque, Estados Unidos da América). Para caracterizar os valores de ISQ dos dois grupos obtidos pelo Ostell® foram utilizadas a Média, Desvio Padrão (DP), Amplitude (Mínimo – Máximo), Mediana e Amplitude Interquartil ($Q_1 - Q_3$). Para avaliar a utilização de um teste paramétrico (teste t para duas amostras independentes) ou de um teste não paramétrico (Teste de Mann-Whitney) foi utilizado o teste de ajustamento à distribuição normal de Kolmogorov-Smirnov, que foi sucedido pelo teste Mann-Whitney, com um intervalo de confiança de 95%.

4. RESULTADOS

Encontra-se em anexo (**Anexo 2**) uma tabela com todos os valores referentes à EP de todos os implantes colocados no estudo, medida através do dispositivo Ostell® ISQ e expressa em unidades ISQ.

4.1 Avaliação da estabilidade primária em duas preparações diferentes do leito implantar, medida através do Ostell® ISQ

A análise dos resultados do teste de Kolmogorov-Smirnov revelou a existência de uma distribuição normal nos valores médios de ISQ do grupo de controle ($K-S = 0,092$; $p = 0,200$) e de uma distribuição não normal no grupo de teste ($K-S = 0,283$; $p < 0,001$). Como os valores médios de ISQ de pelo menos um dos grupos não seguia distribuição normal foi empregue teste de Mann-Whitney para a comparação dos resultados entre os grupos.

Na Tabela 1 são apresentados os resultados alusivos às estatísticas descritivas dos valores de ISQ em cada um dos grupos bem como os resultados do teste de Mann-Whitney (teste U). Constata-se a existência de diferenças estatisticamente significativas ($U=268,0$; $p < 0,001$) entre o Grupo Controle e o Grupo Teste em termos dos valores médios de ISQ. O Grupo Controle possui valores significativamente mais baixos (Média: 46,59 ISQ; Mediana: 46,67) de ISQ do que o Grupo Teste (Média: 52,39; Mediana: 53,67). O gráfico 1 apresenta os resultados dos valores médios de ISQ relativos a cada técnica de preparação do leito implantar utilizada. No Gráfico 2 é possível visualizar as diferenças entre os dois grupos em termos da mediana.

Tabela 1 – ISQ Segundo Técnica de Preparação do Leito Implantar

	Média ± DP (Amplitude)	Mediana (Amplitude interquartil)	U	p
GRUPO CONTROLE	46,59 ± 1,89 (42,67 - 51,67)	46,67 (45,33 - 48,00)	268,0	0,000*
GRUPO TESTE	52,39 ± 3,48 (45,33 - 56)	53,67 (48,33 - 55,33)		

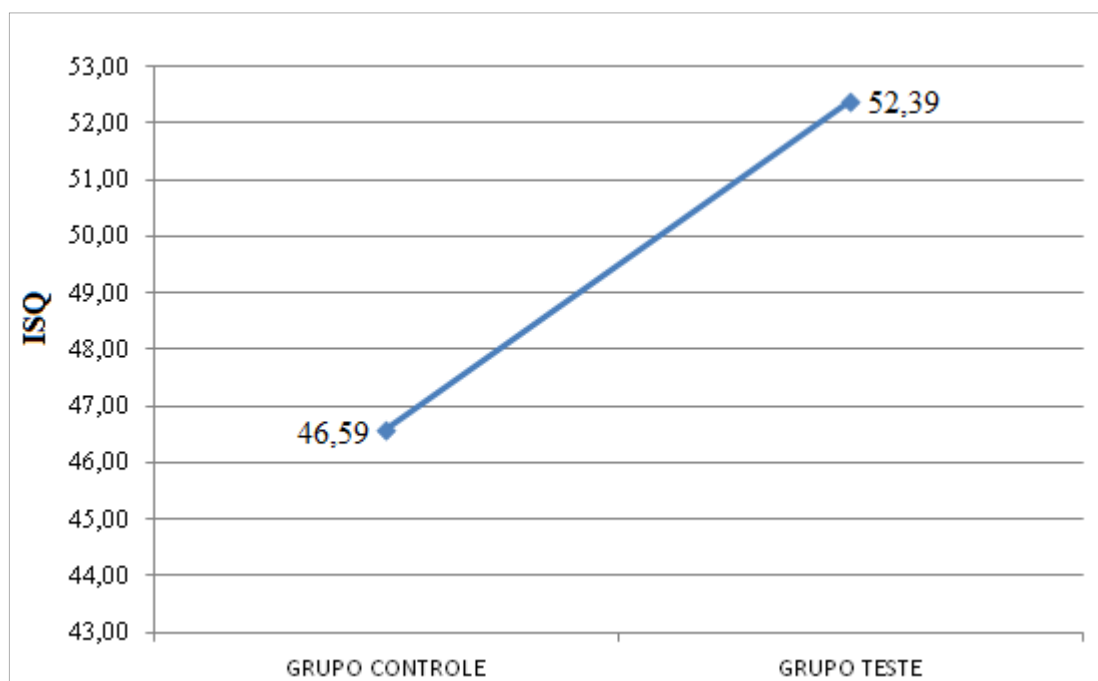


Gráfico 1 – Valores médios de ISQ segundo a técnica de preparação do leito implantar

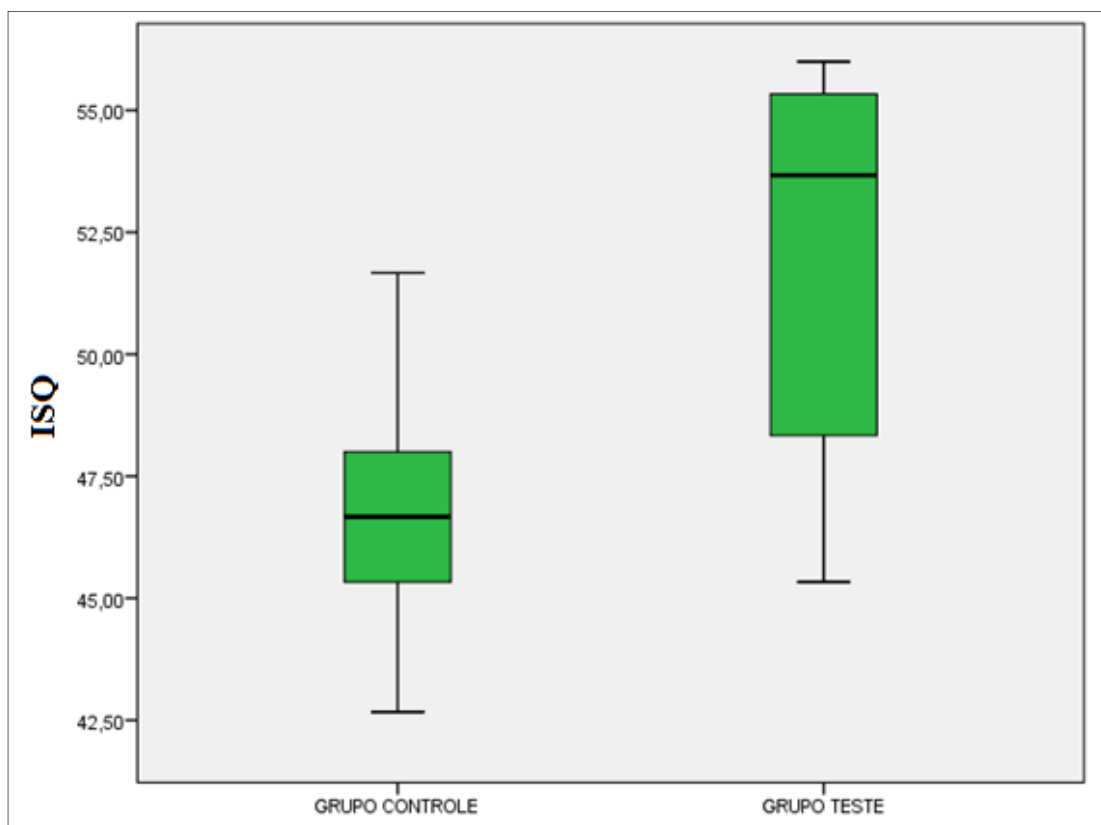


Gráfico 2 – Diagrama de extremos e quartis dos valores de ISQ segundo a técnica de preparação do leito implantar

5. Discussão

O sucesso da osteointegração tem uma influência crucial no resultado previsível a longo prazo de reabilitações protéticas sobre implantes dentários. Embora a EP do implante e a osteointegração possam ser conseguidas de maneira previsível em osso denso, é muitas vezes um desafio para atingir o mesmo em áreas com baixa densidade óssea. Estudos têm demonstrado que a EP do implante é determinada pela densidade óssea, a técnica cirúrgica utilizada, e o design do implante (O'Sullivan et al., 2004; Abrahamsson et al., 2009). Com isto, o presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar a EP de implantes inseridos em leitos implantares preparados de duas formas diferentes: um grupo com a técnica convencional e outro com uma técnica modificada que consistiu na utilização de apenas uma broca. A metodologia do presente estudo foi standardizada de forma a permitir uma cuidadosa análise dos diferentes tipos de preparação do leito implantar, isolando possíveis factores que influenciem a EP. Foi utilizado o mesmo implante, com as mesmas dimensões e geometria, para os dois grupos estudados e os leitos preparados foram todos feitos no mesmo tipo de osso. As

preparações foram realizadas por um único operador a fim de minimizar resultados finais subjectivos.

Os resultados obtidos no estudo mostram a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos, com um intervalo de confiança de 95%. Os implantes inseridos no grupo onde foi utilizada a técnica modificada de preparação do leito implantar alcançaram maior estabilidade primária quando comparados com os implantes colocados nos leitos implantares preparados através da técnica convencional. Desta forma, a hipótese nula de que as diferentes técnicas de preparação do leito implantar não influenciam a estabilidade primária foi rejeitada.

O diâmetro final das preparações do grupo teste foi inferior ao das preparações do grupo controle, por isso pode-se considerar que no grupo teste as preparações realizadas foram subdimensionadas quando comparadas com as realizadas no grupo controle. Este pode ser um dos motivos que justifica a obtenção de uma EP significativamente mais elevada por parte do grupo teste.

O uso de brocas mais finas para a colocação do implante em locais com baixa densidade óssea é benéfica para o reforço da EP do implante (Calandriello et al., 2003; Misch, 2007; Turkyilmaz et al., 2008). Isto pode ser interpretado pelo facto dos implantes colocados em leitos subdimensionados poderem comprimir o osso e aumentarem a sua densidade, aumentando assim a EP do implante (Shadid et al., 2014). No entanto, apesar de haver um aumento na EP do implante, para Jaffin & Berman (1991) e Friberg et al. (1997) as técnicas utilizadas para maximizar a estabilidade primária de implantes em osso de baixa qualidade são incapazes de alcançar a estabilidade possível em osso de média e alta qualidade. Este facto pode justificar a menor taxa de sucesso dos implantes colocados em osso tipo IV, quando comparados com os implantes colocados nos outros tipos de osso de melhor qualidade.

Os nossos resultados corroboram com os do estudo *in vitro* de Sakoh et al. (2006), que avaliou a estabilidade primária de implantes inseridos na parte trabecular de blocos de osso ilíaco de cadáveres de suínos. Os autores encontraram uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo de preparação convencional e o grupo preparação subdimensionado, obtendo este último melhores valores de EP. Além disso, em outros estudos *in vitro*, Beer et al. (2007) e Elias et al. (2012) avaliaram o efeito de uma preparação modificada (o diâmetro do implante foi de 3,75mm e o diâmetros das brocas finais foram de 3mm, 3,15mm, e 3,35mm) e também confirmaram o efeito benéfico de perfuração subdimensionado sobre a EP de implantes inseridos em osso de

baixa qualidade. Em 2009 no trabalho de Tabassum et al. também se observou a obtenção de maior EP, medida através do torque de inserção e remoção, nos leitos preparados com a técnica subdimensionada quando comparados com os preparados com a técnica convencional. Também no estudo *in vitro* de Bilhan et al. (2010), através de seus resultados, confirmaram o efeito positivo da preparação subdimensionada do leito implantar sobre a EP. Existem ainda na literatura mais estudos *in vitro* que defendem o aumento da EP quando o leito implantar é preparado de forma subdimensionada (Lioubavina-Hack et al., 2006; Tabassum et al., 2010; Coelho et al., 2013).

Para Martinez et al. (2001), no caso de ossos com baixa densidade e estabilidade insuficiente, é aconselhável fazer-se uma preparação subdimensionada do leito implantar de forma a poupar tanto quanto possível a cortical residual, para se conseguir sempre que possível uma ancoragem bicortical e, com isso, melhorar a EP do implante. No estudo *in vitro* de Ahn et al. (2012), foram avaliadas as diferenças da EP associada a diferentes métodos de preparação do leito implantar. Em blocos monocorticais a técnica de preparação subdimensionada do leito implantar apresentou maior EP do que os leitos preparados com as técnicas convencional e do osteótomo. No entanto, em blocos bicorticais os implantes inseridos em leitos preparados com a técnica convencional apresentaram maior EP do que os inseridos em leitos subdimensionados.

Alguns estudos clínicos isolados e relatos de casos também defendem que o uso de preparação subdimensionada do leito implantar para a colocação de implantes na região posterior da maxila, onde a densidade óssea é relativamente baixa, pode ser uma opção viável para se conseguir um aumento na EP do implante. (Calandriello et al., 2003; Turkyilmaz et al., 2008; Alghamdi et al., 2011). Por outro lado, é defendido por alguns autores que a utilização de técnicas de preparação do leito implantar modificadas em regiões ósseas de baixa qualidade, incluindo a técnica subdimensionada, não melhoram a EP do implante (Moon et al., 2010; Yoon et al., 2011; Cano & Campo, 2012; Rastelli et al., 2014).

São ainda escassos os estudos existentes na literatura sobre preparação do leito implantar usando uma única broca. Para além disso, em nenhum deles é avaliada a EP. No estudo de Bettach et al. (2013), foram avaliados os resultados clínicos de 149 pacientes reabilitados por meio de próteses implanto-suportadas, onde foi utilizada uma broca especial para preparação do leito implantar numa única etapa de perfuração. Foram inseridos 171 implantes na maxila e 179 na mandíbula, sendo que o tempo médio de acompanhamento dos pacientes foi de 21,6 meses. Um total de sete falhas de

implantes foram registadas, sendo que todas ocorreram até 4 meses após as suas inserções. Todos os outros implantes obtiveram sucesso, fazendo com que as suas respectivas reabilitações alcançassem um resultado positivo de 99,3% de sucesso. Para o autor, este método de preparação do leito implantar causa uma redução do tempo cirúrgico geral em que os tecidos permanecem expostos e também reduz o sofrimento do tecido. Isto pode conduzir a uma melhor preservação do tecido, a um maior conforto pós-operatório, melhorando e acelerando o processo de osteointegração e cicatrização dos tecidos moles, levando a consequências positivas para a funcionalidade do implante e aparência estética da restauração.

A utilização da técnica de apenas uma única broca reduz o tempo cirúrgico, uma vez que a preparação do leito implantar é realizada de forma mais rápida. No entanto, a utilização desta técnica exige maior experiência por parte do clínico, pois obriga à existência de maior precisão no alinhamento e no eixo de perfuração, uma vez que caso haja qualquer desalinhamento, este não é possível ser corrigido.

A medição da EP foi realizada com a técnica de AFR através do dispositivo Ostell® ISQ. Esta técnica não-invasiva foi escolhida por se tratar de um método clinicamente útil e fiável para a avaliação da EP dos implantes dentários (Sennerby & Meredith, 2008; Oh et al., 2009), tendo sido demonstrado ser melhor do que as outras técnicas de medição da estabilidade do implante no momento da sua inserção (Garcia-Vives et al., 2009).

O uso de ossos humanos apresenta dificuldades no que diz respeito à disponibilidade, preparação e preservação. Estas razões conduziram a ciência a procurar substitutos para o osso humano, levando ao desenvolvimento de ossos sintéticos que permitem a padronização de ensaios mecânicos e têm maior disponibilidade (Cristofolini & Viceconti, 2000). O bloco de espuma rígida de poliuretano utilizado no presente estudo assemelha-se ao osso presente na região posterior de maxila, que apresenta densidade mineral óssea média de 0,31 g / cm³ (Devlin et al., 1998). Em contraste com o uso de osso animal ou de cadáveres humanos, os blocos de poliuretano não mostram diferenças quer em qualidade quer em quantidade, reduzindo assim o número de ensaios necessários para apresentar diferenças estatísticas (Tabassum et al., 2009). Para a *American Society for Testing Materials* os blocos de poliuretano têm propriedades mecânicas que simulam o osso humano e, com isso, o poliuretano é considerado como sendo o material padrão utilizado para a realização de ensaios mecânicos sobre implantes (Sunit et al., 2006; Chong et al., 2009). Estudos prévios têm

demonstrado que os blocos ósseos artificiais são úteis para simular de forma controlada a condição do osso cortical e trabecular (VanSchoiack et al., 2006; Bardy et al., 2009; Tabassum et al., 2010; Ahn et al., 2012; Freitas et al., 2012; Hsu et al., 2013).

No entanto, é necessário ter em conta a limitação de que apenas os aspectos mecânicos da EP de implantes foram avaliados, enquanto que, em situações clínicas, muitos fatores biológicos também podem afetar a EP de implantes. Portanto, estudos adicionais *in vivo* são necessários para demonstrar a importância desta técnica modificada de preparação do leito implantar na EP e no resultado final do implante.

6. Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo, os resultados sugerem que a técnica de preparação do leito implantar com uma única broca e subdimensionada pode ser utilizada como um método eficaz para conseguir uma melhoria na EP dos implantes dentários em áreas com baixa densidade óssea.

7. Referências Bibliográficas

Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:381–392.

Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: An experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res* 20:313, 2009.

Ahn, S-J. Leesungbok, R., Lee, S-W., Heo, Y-K., Kang, K.L., 2012. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 107, 366–372.

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.

Al-Jetaily, S. & Al-dosari, A. (2011). Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study), *The Saudi Dental Journal*, 23, pp. 17–21.

Al-Nawas B, Brahm R, Grötz KA (2002) Resonance frequency analysis for non-invasive evaluation of primary stability of dental implants in vivo. *Z Zahnärztl Implantol* 18:142–148

Al-Nawas B, Wagner W, and Grötz K. A. “Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants,” *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 21, no. 5, pp. 726–732, 2006.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson H, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155–170.

Albrektsson T. (1983) Direct bone anchorage of dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 50 255–61.

Alghamdi H., Anand P. S., and Anil S., “Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study,” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 69, no. 12, pp. e506–e512, 2011.

Andrés-García R, Vives NG, Climent FH, Palacín AF, Santos VR, Climent MH et al. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14:93–97.

Aparicio c, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res*2006;17:2-7.

Atieh MA, Alsabeeha NHM, Payne AGT. Can Resonance Frequency Analysis Predict Failure Risk of Immediately Loaded Implants? *The International Journal of Prosthodontics.* Volume 25, Number 4, 2012.

Atsumi, M., Park, S.H. e Wang, H.L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, pp. 743-754.

Bahat, O., 2000. Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15, 646–653.

Bahat, O. & Sullivan, R.M. (2010) Parameters for successful implant integration revisited part I: immediate loading considered in light of the original prerequisites for osseointegration. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 12 (Suppl. 1): e2–12.

Balleri, P., Cozzolino, A., Ghelli, L., Momicchioli, G. & Varraille, A. (2002) Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 4: 128–132.

Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, et al. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:584–594.

Bardy, T., Gedet, P., Hallermann, W., Buchler, P., 2009. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 24, 1006–1014.

Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:641-51.

Barone A, Rispoli L, Voza I, Quaranta A, Covani U. Immediate restoration of single implants placed immediately after tooth extraction. *J Periodontol*. 2006;77:1914–1920.

Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013;43:30-36.

Becker W, Sennerby L, Bedrossian E, Becker BE, Lucchini JP. Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial. *J Periodontol*. 2005;76:391–397.

Beer, A., Gahleitner, A., Holm, A., Birkfellner, W. & Homolka, P. (2007) Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clinical Oral Implants Research* 18: 103–107.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP and Lindhe J. 2003 De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 14 251–62.

Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Del Fabbro M. Implant Survival after Preparation

of the Implant Site Using a Single Bur: A Case Series. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume *, Number *, 2013.

Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdag E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil* 2010;37:900-7.

Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed an immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(5):529-39.

Boemio G, Rizzo P, De Nardo L. Assessment of dental implant stability by means of the electromechanical impedance method. *Smart Mater. Struct.* 20 (2011) 045008 (11pp).

Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:E272-6.

Boronat-López A, Balaguer-Martínez J, Lamas Pelayo J, Carrillo García C, Peñarrocha-Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13:e244-47.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50:399–410.

Brisman DL. The effect of speed, pressure and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:35–37.

Brouwers JEIG, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, and Naeije M. “Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 36, no. 4, pp. 279–283, 2009.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992; 10:153–201.

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, Antonio N, Helms J. Implant Stability and the Bone-Implant Interface. An Editorial for Applied Osseointegration Research. *Applied Osseointegration Research – Volume 2, Number 1*, 2001.

Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H, et al. Biological and biomechanical evaluation of bone remodeling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:1-8.

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard J-P, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part I: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161–172.

Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. 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, 2003.

Cano J, Campo J. Bone implant sockets made using three different procedures: a stability study in dogs. *J Clin Exp Dent*. 2012;4:e217-20.

Carter DR, Beaupe GS, Giori NJ, Helms. Mechanobiology of skeletal regeneration. *Clin Orthop Rel Res* 1998;355:41-55.

Cavallaro Jr., J., Greenstein, B., Greenstein, G., 2009. Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density. *J. Am. Dent. Assoc.* (1939) 140, 1366–1372.

Çehreli MC, Kokat AM, Comert A, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Akça K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1163-9.

Chiapasco M. Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants Suppl* 2004;19:76-91.

Chong L, Khocht A, Suzuki JB and Gaughan J. “Effect of implant design on initial stability of tapered implants”. *Journal of Oral Implantology*, vol. 35, no. 3, pp. 130–135, 2009.

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. *Journal of Biomedical Material Research* 40: 1–11.

Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM, et al. The use of reduced healing time on ITI implants with a sandblasted and etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144–153. □

Coelho PG, Marin C, Teixeira HS, Campos FE, Gomes JB, Guastaldi F, Anchieta RB, Silveira L, Bonfante ES. Biomechanical Evaluation of Undersized Drilling on Implant Biomechanical Stability at Early Implantation Times. *J Oral Maxillofac Surg* 71:e69-e75, 2013.

Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: A 12-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:914–918. □

Crespi R, Capparè P, Gherlone E. Osteotome sinus floor elevation and simultaneous implant placement in grafted biomaterial sockets: 3 years of follow-up. *J Periodontol* 2010;81:344-9.

Cristofolini L and Viceconti M. “Mechanical validation of whole bone composite tibia models”. *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 3, pp. 279–288, 2000.

Davidson SR, James DF. Drilling in bone: modelling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng* 2003; 125:305–314.

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;11:391–401. □

Davies, J.E., 2003. Understanding peri-implant endosseous healing. *J. Dent. Educ.* 67, 932–949.

De Smet E, Jaecques S, Vandamme K, Vander Sloten J, Naert I. Positive effect of early loading on implant stability in the bi-cortical guinea-pig model. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:402–407.

Degidi M., Daprile G., and Piattelli, A. “Determination of primary stability: a comparison of the surgeon’s perception and objective measurements,” *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 25, no. 3, pp. 558–561, 2010.

Devlin H, Homer K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* 1998;79:323-7.

Elias C. N., Rocha F. A., Nascimento A. L., and Coelho P. G., “Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 16, no. 1, pp. 169–180, 2012.

Engelke, W., Muller, A., Decco, O.A., Rau, M.J., Cura, A.C., Ruscio, M.L., Knosel, M., 2013. Displacement of dental implants in trabecular bone under a static lateral load in fresh bovine bone. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 15, 160–165.

Eriksson RA, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982; 1:115–121.

Eriksson, R.A., Albrektsson, T. & Magnusson, B. (1984) Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* 18: 261–268.

Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol.* 2005;76:1066-71.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, et al: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106:721, 1998.

Fanuscu MI, Chang TL, Akça K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:2487-91.

Fischer K, Stenberg T, hedin M, Sennerby I. Five-year results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. *clin Oral Implants Res* 2008;19:433-41.

Flemming, I. (1998) Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13: 377–383.

Freitas Jr, A.C., Bonfante, E.A., Giro, G., Janal, M.N., Coelho, P.G., 2012. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clinical Oral Implant Research* 23, 113–118.

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(2):142–146.

Friberg B, Nilson H, Olsson M, Palmquist C. Mk II: The self-tapping Branemark implant. 5-year result of a prospective 3-center study. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:279 – 285.

Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N., Lekholm, U., 1999a. 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.

Friberg B., Sennerby L., Grondahl K., Bergstrom C., Back T., and Lekholm U. “On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study,” *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 1, no. 2, pp. 75–83, 1999b.

Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:266–72.

Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Branemark System implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:671–677.

Gahleitner A, Monov G. Assessment of bone quality: techniques, procedures, and limitations. In: Watzek G, editor. *Implants in qualitatively compromised bone*. 1st ed. Quintessence Publishing; 2004. p. 55–66.

Galindo-Moreno, P., Padiál-Molina, M., Avila, G., Rios, H.F., Hernandez-Cortes, P., Wang, H.L., 2012. Complications associated with implant migration into the maxillary sinus cavity. *Clin. Oral Implants Res.* 23, 1152–1160.

Garcia-Vives, N., Andrés-García, R., Rios-Santo, V., Fernández-Palacín, A., Bullón-Fernández, P. Herrero-Climent, M. e Herrero-Climent, F. (2009). In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (9), pp. 455-460.

Garg AK: Success of dental implants in the geriatric patient. *Dent Implantol Update* 13:25, 2002.

Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, et al. Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(suppl 1):47–56.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N et al., “Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants,” *Clinical Oral Implants Research*, vol. 15, no. 4, pp. 428–434, 2004.

González-Jaranay M, Moreu-Burgos G, Gómez-Moreno G, Rubio-Roldán J, Machuca-Portillo G, Perroti V, Boquete-Castro A, Caivo-Guirado JL. Changes in resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during osseointegration: comparison between immediately loaded implants and control implants without load. *Journal of Osseointegration*, 2014;6(3):51-5.

Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D. Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *Journal of Periodontology* 2008;79:1317–29.

□

Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin. Oral Impl. Res.* 21, 2010; 605–611.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schooleld JD, and Cochran DL, “Biologic Width around one- and two-piece titanium implants—a histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible,” *Clinical Oral Implants Research*, vol. 12, no. 6, pp. 559–571, 2001.

Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:220–230.

Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lázaro-Calvo P, Fernández-Palacín A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor®. *Med Oral Patol Oral cir Bucal* 2012;17:e801-6.

Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, Sogo M, Koyano K. Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume *, Number *, 2014.

Hsu JT, Huang HL, Tsai MT, Wu AY, Tu MG, Fuh LJ. Effects of the 3D bone-to-implant contact and bone stiffness on the initial stability of a dental implant: micro-CT and resonance frequency analyses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2013;42:276–80.

Huang, H.M., Lee, S.Y. & Lin, C.T. (2002) Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research* 13: 65–74.

Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:275–280.

Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:832–836.

Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U (1996) Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25(3):229–235.

Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark system implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:103-10.

Jaffin, R.A. & Berman, C.L. (1991) The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5- year analysis. *Journal of Periodontology* 62: 2–4.

Javed, F., Romanos, G.E., 2010. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry* 38, 612–620.

Kahraman S, Bal BT, Asar NV, Turkyilmaz I, and Tözüm TF. “Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 36, no. 10, pp. 755–761, 2009.

Kim HJ, Kim SH, Kim MS, et al. Varying Ti-6Al-4V surface roughness induces different early morphologic and molecular responses in MG63 osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res A* 2005; 74:366–373.

Kim SK, Lee HN, Choi YC, Heo SJ, Lee CW, Choie MK. Effects of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: histomorphometric analysis and RFA. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:644-50.

König Júnior, B., Beck, T.J., Kappert, H.F., Kappert, C.C., Masuko, T.S., 1998. A study of different calcification areas in newly formed bone 8 weeks after insertion of dental implants in rabbit tibias. *Ann. Anat.* 180, 471–475.

Lachmann S, Laval JY, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H (2006) Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Ostell instruments. *Clin Oral Implants Res* 17(1):80–84.

Leucht P, Kim JB, Wazen R, et al. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants bone. 2007; 40:919–930.

Lindeboom JA, Frenken JW, Dubois L, Frank M, Abbink I, Kroon FH. Immediate

loading versus immediate provisionalization of maxillary single-tooth replacements: A prospective randomized study with BioComp implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:936–942.

Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T: Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 17:244, 2006.

Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z et al., “Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study,” *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 15, no. 3, pp. 341–349, 2013.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, et al: Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* 12:423, 2001.

Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009; 9(2):61-71

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261–267.

Meredith N. (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 11(5):491–501.

Meredith N. A review of implant design, geometry and placement. *Applied Osseointegration Research - Volume 6*, 2008.

Meyer, G., Fanghänel, J., Proff, P., 2012. Morphofunctional aspects of dental implants. *Ann. Anat.* 194, 190–194.

Misch CE, Dietsch-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *J Oral Implantol.* 1999;25:185–197.

Misch, C.E., 2007. Bone density: a key determinant for clinical success. In: *Contemporary Implant Dentistry*, Edition 3, Elsevier Health Sciences, p. 109.

Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H. e Iizuka, T. (2005). Influence of cortical thickness and implant length on implant stability at the time of surgery – clinical, prospective, biomechanical, and imaging study, *Bone*, 37, pp. 776-780.

Moon, S.H., Ulm, H.S., Lee, J.K., Chang, B.S. e Lee, M.K. (2010). The effect of implant shape and bone preparation on primary stability, *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40, pp. 239-243.

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2009;91:868–75.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*

2004;15: 520-8.

Nedir R, Bischof M, Vazquez L, Nurdin N, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. Osteotome sinus floor elevation technique without grafting material: 3-year results of a prospective pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:701-7.

Nevins, M., Nevins, M.L., Schupbach, P., Fiorellini, J., Lin, Z., Kim, D.M., 2012. The impact of bone compression on bone-to-implant contact of an osseointegrated implant: a canine study. *Int. J. Periodont. Restorative Dent.* 32, 637–645.

Nkenke E, Lehner B, Fenner M, Roman FS, Thams U, Neukam FW, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:39-47.

Oates TW, Valderrama P, Bishof M, et al. Enhanced implant stability with chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *JOMI* 2007;22(5):755–60.

Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2009; volume107, number 4, 513-518.

O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, et al: A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 6:48, 2004.

Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(suppl 1):S60–S69.

Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: A prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:315–322.

Parithimarkalaignan S & Padmanabhant T, Osseointegration: an update *J Indian Prosthodont Soc* (Jan-Mar 2013) 13(1):2–6.

Park JC, Lee JW, Kim SM, Lee JH. Implant stability – measuring devices and randomized clinical trial for ISQ value change pattern measured from two different directions by magnetic RFA. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, 2011.

Pilliar, R.M., 1991. Quantitative evaluation of the effect of movement at a porous coated implant–material interface. In: Davies, J.E. (Ed.), *The Bone–Biomaterial Interface*. University of Toronto Press, Toronto, pp. 380–387.

Proff P, Bayerlein T, Rottner K, Mai R, Fanghänel J, Gedrange T. Effect of bone conditioning on primary stability of FRIALIT-2 implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:42-7.

Proussaefs P. Histologic evaluation of an immediately loaded titanium provisional implant retrieved after functioning for 18 months: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;89:331–334.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:425–431.

Rao W, Benzi R. Single mandibular first molar implants with flapless guided surgery and immediate function: Preliminary clinical and radiographic results of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2007;97:S3–S14.

Rasmusson L, Stegersjö G, Kahnberg KE, Sennerby L. Implant stability measurements using resonance frequency analysis in the grafted maxilla: A cross-sectional pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1:70–74.

Rastelli C, Falisi G, Gatto R, Galli M, Saccone E, Severino M, Di Paolo C. Implant stability in different techniques of surgical sites preparation: an in vitro study. *Oral & Implantology* - anno VII - n. 2/2014.

Sacarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piatelli A. Correlation between implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(4):218-22.

Sakoh, J., Wahlmann, U., Stender, E., Nat, R., Al-Nawas, B. & Wagner, W. (2006) Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21: 560 –566.

Sang-Hyun Moon, Heung-Sik Um, Jae-Kwan Lee, Beom-Seok Chang, Min-Ku Lee. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci.* 2010;40:239-43.

Schenk R. & Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000, Vol.17, 1998,22-35

Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK, “Piezosurgery: basics and possibilities,” *Implant Dentistry*, vol. 15, no. 4, pp. 334–340, 2006.

Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F (1978) Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 88(10):1051–1058.

Schwartz-Arad D, Laviv A, Levin L. Survival of immediately provisionalized dental implants placed immediately into fresh extraction sockets. *J Periodontol.* 2007;78:219–223.

Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compendium* 1998;19:493–502.

Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11:408–420.

Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol*

2000. 2008; 47:51–66.

Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2009;101:306–18.

Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants: a systematic review. *International Journal of Dentistry*, Volume 2014, Article ID 204838, 17 pages.

Shayesteh Y. S., Khojasteh A., Siadat H. et al., “A comparative study of crestal bone loss and implant stability between osteotome and conventional implant insertion techniques: a randomized controlled clinical trial study,” *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 15, no. 3, pp. 350–357, 2013.

Stacchi C, Vercellotti T, Torelli L, Furlan F, Di Lenarda R. Changes in Implant Stability Using Different Site Preparation Techniques: Twist Drills versus Piezosurgery. A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume 15, Number 2, 2013.

Summers RB. A new concept in Maxillary IMplant Surgery: the osteotome Technique. *Compend Contin EducDent*, Vol. XV. No. 2, 1994.

Sunit P, Mahon A, Green S, McMurtry I, Port A. A biomechanical study comparing a raft of 3.5 mm cortical screws with 6.5 mm cancellous screws in depressed tibial plateau fractures. *Knee*. 2006;13:231–235.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone- dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 43:192–203.

Szmukler-Moncler, S., Piattelli, A., Favero, J.A., Dubruille, J.H., 2000. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* 11, 12–25.

Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009 / 327–332.

Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research* 2010; 21:213–20.

Testori, T., Wiseman, L., Woolfe, S. & Porter, S.S. (2001) A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 16: 193–200.

Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including

bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 10:231, 2008.

Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume 11, Number 2, 2009.

VanSchoiack LR, Wu JC, Sheets CG, Earthman JC. Effect of bone density on the damping behavior of dental implants: an in vitro method. *Materials Science and Engineering: C* 2006; 26:1307–11.

Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatol* 2004; 53:207–214.

Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D et al. Implant stability during osseointegration in irradiated and non-irradiated minipig alveolar bone: an experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2):201-6.

Yoon HG, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. *J Adv Prosthodont*. 2011;3:10-5.

Zhou, Yu L, Dong, Cong L, Shi H, Jun, Kwon J, Jiang L, Jin G. The stability analysis of implants installed in osteotomies with different types of controlled bone defects. *Journal of Wuhan University of Technology-Mater. Sci. Ed.* Vol. 30, No. 1, 2015.

Zix J, Stefan Hug, Gerda Kessler-Liechti, Regina Mericske-Stern. Measurement of Dental Implant Stability by Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment: Comparison of Both Techniques in a Clinical Trial 2008.

8. Anexos

Anexo 1: Propriedades mecânicas do bloco de poliuteroano

Densidade		Resistência à Compressão		Resistência à Tracção		Resistência ao Cisalhamento	
Pcf	g/cm ³	Força (MPa)	Módulo (MPa)	Força (MPa)	Módulo (MPa)	Força (MPa)	Módulo (MPa)
20*	0,32	8.4	210	5.6	284	4.3	49

Anexo 2: Tabelas com resultados das medições da estabilidade primária

Implantes colocados em leitos preparados com a técnica convencional

	ISQ 1	ISQ 2	ISQ 3	Média
1	43	43	43	43,00
2	46	43	44	44,33
3	49	46	49	48,00
4	46	44	46	45,33
5	48	48	49	48,33
6	46	46	44	45,33
7	46	46	44	45,33
8	46	48	44	46,00
9	46	52	46	48,00
10	44	52	44	46,67
11	44	48	44	45,33
12	44	48	46	46,00
13	44	52	46	47,33
14	43	44	43	43,33
15	49	44	49	47,33
16	46	49	44	46,33
17	51	44	51	48,67
18	46	43	46	45,00
19	49	44	49	47,33
20	46	44	46	45,33
21	48	44	48	46,67
22	49	46	49	48,00
23	48	44	48	46,67
24	51	46	44	47,00
25	51	46	46	47,67
26	44	52	44	46,67
27	48	41	48	45,67
28	51	43	43	45,67
29	46	48	48	47,33
30	48	52	51	50,33
31	48	43	48	46,33
32	48	43	48	46,33
33	49	46	49	48,00
34	44	48	44	45,33
35	48	51	48	49,00
36	51	46	51	49,33
37	46	51	46	47,67
38	48	44	49	47,00
39	48	44	44	45,33
40	51	43	51	48,33
41	43	43	43	43,00
42	43	46	43	44,00
43	44	41	43	42,67
44	46	43	43	44,00
45	48	52	48	49,33
46	51	52	52	51,67
47	49	44	49	47,33
48	49	43	48	46,67
49	48	49	48	48,33
50	46	46	46	46,00

Implantes colocados em leitos preparados com a técnica modificada

	ISQ 1	ISQ 2	ISQ 3	Média
1	46	53	44	47,67
2	48	44	48	46,67
3	52	52	52	52,00
4	51	48	52	50,33
5	52	49	51	50,67
6	49	44	49	47,33
7	48	46	51	48,33
8	49	46	49	48,00
9	46	52	53	50,33
10	44	52	44	46,67
11	44	47	46	45,67
12	44	46	46	45,33
13	49	46	49	48,00
14	51	44	49	48,00
15	48	44	48	46,67
16	48	49	48	48,33
17	46	44	46	45,33
18	55	55	55	55,00
19	55	56	56	55,67
20	56	53	53	54,00
21	53	56	52	53,67
22	56	55	56	55,67
23	56	53	55	54,67
24	55	56	55	55,33
25	53	56	53	54,00
26	53	53	55	53,67
27	53	55	55	54,33
28	55	56	56	55,67
29	56	55	55	55,33
30	53	55	53	53,67
31	53	53	55	53,67
32	55	55	56	55,33
33	56	55	55	55,33
34	56	55	56	55,67
35	56	55	55	55,33
36	55	55	55	55,00
37	55	55	56	55,33
38	52	52	52	52,00
39	56	55	56	55,67
40	55	56	55	55,33
41	53	55	53	53,67
42	53	55	53	53,67
43	53	55	53	53,67
44	56	56	56	56,00
45	55	53	55	54,33
46	53	55	53	53,67
47	56	55	55	55,33
48	55	55	56	55,33
49	56	55	56	55,67
50	53	55	53	53,67