**Aline Franco Siqueira**

# A VALIDADE DE DOIS MÉTODOS DIAGNÓSTICOS PARA QUANTIFICAR A ESTABILIDADE DE IMPLANTES – ESTUDO *IN VITRO*

Florianópolis
2009

# Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

**Aline Franco Siqueira**

# A VALIDADE DE DOIS MÉTODOS DIAGNÓSTICOS PARA QUANTIFICAR A ESTABILIDADE DE IMPLANTES – ESTUDO *IN VITRO*

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de DOUTOR em ODONTOLOGIA, área de concentração Implantodontia.

**Orientador : Ricardo de Souza Magini**

Florianópolis
2009

# Aline Franco Siqueira

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de "Doutor em Odontologia", área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Florianópolis, 06 de agosto de 2009

_____
Prof.Dr. Ricardo de Sousa Vieira
-Coordenador do Programa-

**BANCA EXAMINADORA:**

_____
Prof.Dr. Ricardo de Souza Magini
-Orientador-

_____
Prof.Dr. Antônio Carlos Cardoso
-Membro-

_____
Prof.Dr. Sebastião Luiz Aguiar Greghi
-Membro-

_____
Prof.Dr. Wilson Andriani Junior
-Membro-

_____
Prof.Dr. José Antônio Mesquita Damé
-Membro-

"Nada está pronto, nem eu, nem você. A impressão é que estamos sempre começando. Mesmo um término de um ciclo nada é senão um recomeço ou, no melhor dos casos, o princípio de algo novo. Estamos em movimento. Estamos na estrada, numa caminhada sem fim ou termo. E cada dia que passa me traz um sentimento meio vindo da mente, meio vindo da alma, de que a graça de tudo é, de fato, a caminhada.
O importante e bonito no mundo é isso: que as pessoas não estão sempre iguais: ainda não foram terminadas, mas que elas vão sempre mudando... AFINAM E DESAFINAM."
(Autor desconhecido)

**Dedico este trabalho**

**A Deus,**

**Aos meu pais,** Jorge e Georgina,

**Aos meus irmãos,** Fabricio e Vinicius,

**Ao meu amor,** Daniel,

por serem a força necessária para a concretização deste sonho.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu professor, orientador e amigo Ricardo de Souza Magini, por ter me proporcionado toda esta caminhada, pois sem sua compreensão e apoio eu não teria chegado até aqui. Obrigada por me ensinar a sonhar, a acreditar e, acima de tudo, a lutar sempre pelos meus ideais.

Ao professor e amigo Antônio Carlos Cardoso, sua vontade em meu ensinar e sua praticidade fizeram-me alçar vôo em uma área até então “desconhecida”. Obrigada pelo carinho, pela amizade, pelos conselhos de “pai” que jamais serão esquecidos.

Ao professor e amigo, Wilson Andriani Junior, pois sua dedicação e amor em tudo o que faz mostrou-me que sempre é possível chegar onde se quer desde que lancemos mão de todos os esforços; seus exemplos estarão para sempre comigo. Obrigada pela amizade, pelo carinho, pela atenção e colaboração em tantos momentos.

Ao professor e amigo Sebastião Luiz Aguiar Greghi, pela prontidão e carinho com que sempre me recebeu. Não é apenas um professor de odontologia pois os seus ensinamentos vão além de qualquer livro ou artigo; espero que estes estejam sempre presentes guiando o meu caminho. Obrigada por tudo.

Ao professor e amigo José Antônio Mesquita Damé por me ensinar constantemente com seus exemplos. Sou privilegiada por ter tido a oportunidade de conviver e ser amiga de uma pessoa tão especial. Obrigada pelo carinho, pela amizade e pelas palavras certas ditas no momento certo.

Ao professor José Roberto Pereira Lauris por ter ajudado na análise estatística deste estudo.

Às funcionárias do CEPID, Dolores, Gisela, Miriam pela dedicação e paciência.

À funcionária da Pós-graduação, Ana, pela dedicação em sua função. Obrigada pelo carinho.

Aos funcionários da faculdade, pela dedicação e colaboração em todos os momentos.

Aos alunos dos cursos de atualização e especialização pois com vocês aprendi muito mais do que ensinei.

Aos pacientes desta universidade, que tive o privilégio de atender, pois o convívio com vocês foi além do aprendizado técnico. Obrigada pelo carinho.

Aos ex-estagiários China, Marcel, Iza e Ernesto, por me ajudarem em tantos momentos.

Aos amigos do mestrado e doutorado, César, Raul, Magal, Cleide, Angélica, Dirce, Cimara, Titi, Gustavo, Hiron, Gabi, Elisa, Gi, Alemão, China pelas experiências trocadas e porque juntos tornamos a jornada mais prazerosa e mais proveitosa. Obrigada pelo companheirismo.

Aos amigos do doutorado Cleide, César, João Rodrigo e Ricardo porque além do aprendizado técnico-científico trocamos experiências de vida e juntos crescemos muito. Independente de qualquer título só isso teria valido a pena. Obrigada pela amizade, pelo carinho e acima de tudo pelo companheirismo.

Às minhas amigas de todas as horas Cleide e Kazuza por estarem sempre presentes em minha vida ajudando-me, dando-me força e acima de tudo fazendo-me acreditar que sempre é possível. Sem vocês teria sido impossível suportar a ausência da minha família. Obrigada pela nossa eterna amizade.

Ao amigo Hiron que incentivou a realização deste estudo. Obrigada pelo carinho, colaboração e amizade.

Ao amigo Armando por estar sempre pronto para ajudar. Obrigada pelo carinho e acima de tudo pela verdadeira amizade.

Aos amigos Vinicius e Alessandra pelo carinho e pela amizade.

À amiga Mariane por estar sempre pronta para ajudar. Obrigada pelo seu carinho e pela amizade.

Aos amigos de Bauru por compartilharem comigo este sonho. Agradeço pelo apoio, carinho e acima de tudo a compreensão.

Ao amigo Leandro de Moura Martins por ter me ajudado na finalização deste trabalho.

Às funcionárias Zetti e Néia pois conseguimos ir além das relações profissionais e estabelecer uma amizade verdadeira. Obrigada pelo carinho e pela colaboração em todos os momentos.

Aos meus sogros, Paulo e Denise, aos meus cunhados, Micaela, Kiko, Gimol, Fernando, Ariel e Andreza, aos meus sobrinhos, Mateus, Laila, Maria Fernanda e Nicole por estarem sempre presentes torcendo pela realização dos nossos sonhos.

A minha avó, tios e primos, por serem essenciais na concretização desta construção. Obrigada pelo carinho e pela força indispensáveis nesta caminhada.

Às minhas cunhadas, Gisele e Aline, por estarem sempre torcendo pelo meu sucesso. Obrigada pelo carinho.

Ao meu amor, Daniel, e à nossa maravilhosa família, pois sem vocês teria sido impossível chegar até aqui. A cumplicidade, o carinho, a força e acima de tudo o amor de vocês mantiveram-me firme na caminhada para que eu concluísse mais esta etapa da minha vida. Obrigada pelo companheirismo.

Aos meus irmãos, Fabricio e Vinicius, por serem a força necessária para eu superar as adversidades e ir em busca dos meus sonhos. Agradeço pelo amor, carinho e apoio incondicional em todos os momentos da minha vida.

Aos meus pais, Jorge e Georgina, por serem o alicerce de toda esta construção. Meu reconhecimento e minha gratidão por abdicarem de seus sonhos em prol dos nossos; por deixarem de viver suas vidas para viver as nossas. Obrigada por tudo.

A Deus, por permitir o término de mais uma etapa em minha vida e por ter colocado em meu caminho pessoas tão especiais que me ajudaram na constante busca de ser uma pessoa melhor.

SIQUEIRA, Aline Franco. **A validade de dois métodos diagnósticos para quantificar a estabilidade de implantes – estudo *in vitro***. 2009. 68f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

**Introdução:** O sucesso do tratamento com implantes é principalmente dependente da estabilidade biofuncional da interface osso-implante. Existem vários métodos que podem auxiliar na avaliação da estabilidade, sendo que foram utilizados, no presente estudo, a análise por freqüência de ressonância (Osstell) e o torque de inserção. **Objetivos:** Verificar se os métodos citados podem ser confiáveis para medir a estabilidade de um implante em diferentes situações e se há correlação entre os resultados obtidos. **Materiais e Métodos:** Foram utilizados 130 implantes self-tapping de 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento (3i Implant Innovations, EUA) distribuídos em 2 grupos sendo que cada um era composto de 13 blocos ósseos provenientes do ilíaco de boi e 13 blocos de poliuretano rígido. Estas amostras foram seccionadas de forma que os cinco implantes de cada uma delas ficaram distribuídos da seguinte maneira: G1 – exposição dos terços médio e apical, G2 – exposição do terço apical, G3 – todo o implante dentro do material, G4 – exposição do terço cervical, G5 – exposição dos terços médio e cervical. **Resultados:** Os grupos G1, G2 e G3 não apresentaram diferença estatisticamente significativa em ambos os materiais, porém houve diferença quando comparados aos demais grupos ($P<0,05$). **Conclusão:** Com os resultados obtidos, não é possível comparar os valores do torque de inserção com os valores obtidos para a estabilidade primária, já que o Osstell parece ser mais sensível para detectar alterações na região cervical do implante podendo, assim, não ser um método diagnóstico preciso para algumas situações de comprometimento da região apical.

**Palavras-chave:** estabilidade do implante, análise por frequência de ressonância, torque de inserção

SIQUEIRA, Aline Franco. **Validity of two diagnostic methods to measure primary implant stability - *in vitro* study** 2009. 68f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

**Introduction:** Treatment success with implants is mainly dependent on the stability of implant-bone interface. There are several methods to evaluate the implant stability in which in this study the resonance frequency analysis (Osstell) and insertion torque were used. **Purpose:** The aims of the present study were to evaluate the reliability of these methods in the assessment of the primary implant stability and to verify the correlation between them. **Materials e Methods:** 130 self-tapping implants, 4 mm diameter and 15 mm length (3i Implant Innovations, EUA), were distributed in two groups where each one was composed of 13 bovine bone block and 13 rigid polyurethane block. The samples were cut so that the implants were distributed that in G1 and G2 the exposed thirds were below the crest of material and in G4 and G5 the exposed thirds were above the crest of material. In G3 the implants were entirely within the material. **Results:** G1, G2 e G3 showed no statistically significant difference in both materials but this difference was present when they were compared with G4 and G5 ($p<0,05$). ISQ values did not correlate to insertion torque values. **Conclusion:** Osstell showed more sensitive in detecting alterations in the cervical region of the bone-implant complex, in spite of the fact that it may not be a useful method to detect problems in the apical region.

**Key words:** implant stability, resonance frequency analysis, insertion torque

# SUMÁRIO

**RESUMO** 9

**ABSTRACT** 10

**INTRODUÇÃO** 12

**ARTIGO – Versão em português do artigo** 16

**MANUSCRIPT – Versão em inglês do artigo** 43

# INTRODUÇÃO

# INTRODUÇÃO

A utilização dos implantes para a reabilitação de pacientes totalmente ou parcialmente desdentados apresenta uma alta taxa de sucesso desde que condições básicas sejam criteriosamente analisadas previamente. Um dos fatores essenciais para o sucesso deste tratamento é a estabilidade biofuncional da interface osso-implante para garantir que este conjunto irá suportar as respectivas forças oclusais (Adell et al. 1981; Albrektsson et al. 1981).

No momento da instalação do implante, sua geometria, a técnica cirúrgica, a qualidade e a quantidade do tecido ósseo são fatores determinantes da estabilidade primária, pré-requisito para a obtenção da osseointegração. Por isso, os implantes instalados em tecido ósseo de baixa qualidade assim como os implantes curtos são mais propensos à falhas (Esposito 1998). Após a instalação, as alterações na estabilidade do implante são dependentes do processo de remodelação e neoformação óssea na interface osso-implante, denominada estabilidade secundária (Meredith 1998).

No protocolo original proposto por Branemark, os implantes permaneciam livres das forças oclusais para que não ocorresse microvimentos e, consequentemente, a formação de um tecido fibroso na interface osso-implante. Entretanto, o desenvolvimento de novos desenhos de implante, tratamentos de superfície assim como o aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas possibilitou a redução do período de cicatrização. Sendo assim, a instalação da prótese sobre implante em um menor período de tempo ou logo após a cirurgia é dependente da estabilidade do implante (Nedir et al. 2004; Esposito et al. 2009).

Porém, esta estabilidade conseguida após a instalação do implante ou nos períodos subseqüentes precisa ser corretamente diagnosticada pelo profissional. Existem vários métodos clínicos que auxiliam na avaliação da osseointegração e da estabilidade mas a falta de precisão, baixa sensibilidade e susceptibilidade a variáveis relacionadas ao operador tem levado a questionamentos a respeito da viabilidade do seu uso(Meredith 1998).

Dentre estes métodos, a percussão é um teste simples que pode ser realizado em qualquer etapa do tratamento, porém os resultados pouco refletem a real condição da interface osso-implante (Sennerby & Meredith 2008).

O exame radiográfico auxilia na detecção de áreas radiolúcidas ao redor do implante que podem indicar a presença de um tecido fibroso na interface ou ainda perda óssea periimplantar. Entretanto, o caráter bidimensional deste exame torna-o impreciso havendo a necessidade de confirmação do diagnóstico com outros métodos (Meredith 1998).

O torque de inserção registra o torque necessário para inserir o implante fornecendo uma informação a respeito da qualidade óssea em função da energia utilizada para perfurar o tecido ósseo e também durante a colocação do implante. Mas este método é útil apenas no momento da cirurgia, não sendo possível utilizá-lo como uma ferramenta para avaliar o padrão da osseointegração (Friberg et al. 1999).

O torque de remoção do implante é um método invasivo e, portanto, restrito a pesquisas com animais; registra a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante no momento da sua remoção (O'Sullivan et al. 2004; Shalabi et al. 2006).

O Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany) mede a deflexão do implante que foi previamente atingido por um dispositivo (Wikler et al. 2001), entretanto, seus valores estão dentro de uma pequena escala apresentando uma menor sensibilidade para detectar pequenas alterações na estabilidade dos implantes (Olive & Aparicio 1990).

A análise de frequência de ressonância (Osstell - Integration Diagnostic, Göteborg, Sweden) utiliza um efeito piezo para produzir uma deflexão no implante sendo que o transdutor pode ser adaptado diretamente sobre o implante ou sobre o intermediário protético e estimulado a vibrar por meio de ondas sinusoidais. Este método é dependente de três fatores principais: o desenho do transdutor, a rigidez do complexo osso-implante e o comprimento efetivo do implante, que compreende a altura do transdutor, a altura do intermediário protético, se estiver presente, e a quantidade de implante exposto acima do tecido ósseo (Sennerby & Meredith 2008).

Vários estudos tem investigado a aplicabilidade de aparelhos que analisam a frequência de ressonância para medir a estabilidade de implantes em diferentes fases do tratamento. Entretanto, sua sensibilidade e especificidade ainda precisam ser determinadas pois alguns estudos apontam as limitações deste método devido a algumas fontes de erro durante a aplicação clínica.

Neste sentido, os objetivos do presente trabalho foram: avaliar a confiabilidade da medida da estabilidade do implante por meio de freqüência de ressonância e torque de

inserção, comparar os valores obtidos para estes dois métodos e investigar o comportamento do Osstell frente a diferentes condições experimentais.

# ARTIGO

## A VALIDADE DE DOIS MÉTODOS DIAGNÓSTICOS PARA QUANTIFICAR A ESTABILIDADE DE IMPLANTES – ESTUDO *IN VITRO*

Este artigo está formatado de acordo com as normas de elaboração de artigos da *Clinical Oral Implants Research*

**A VALIDADE DE DOIS MÉTODOS DIAGNÓSTICOS PARA QUANTIFICAR A ESTABILIDADE DE IMPLANTES – ESTUDO *IN VITRO***

***Aline Franco Siqueira - DDS, MSc, PhD, Estudante graduada, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.***

***Hiron Andreaza da Cunha - DDS, MSc, PhD, Estudante graduado, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.***

***Daniel Romeu Benchimol de Resende - DDS, Msc, PhD, Estudante graduado, Departamento de Periodontia, Faculdade de Odontologia e Bauru, Brasil.***

***César Augusto Magalhães Benfatti - DDS, MSc, PhD, Estudante graduado, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.***

***Ricardo de Souza Magini - DDS, MSc, PhD, Professor titular, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.***

**Correspondência**

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (UFSC-CEPID)

Centro de Ciências da Saúde – CCS

Campus universitário Trindade

88040-970

Florianópolis – SC

Brasil

Tel.: + 55 48 3721 9077
Fax: + 55 48 3721 9077
**e-mail : aline_f_s@yahoo.com.br**

## RESUMO

**Introdução:** O sucesso do tratamento com implantes é principalmente dependente da estabilidade biofuncional da interface osso-implante. Existem vários métodos que podem auxiliar na avaliação da estabilidade, sendo que foram utilizados, no presente estudo, a análise por freqüência de ressonância (Osstell) e o torque de inserção. **Objetivos:** Verificar se os métodos citados podem ser confiáveis para medir a estabilidade de um implante em diferentes situações e se há correlação entre os resultados obtidos. **Materiais e Métodos:** Foram utilizados 130 implantes self-tapping de 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento (3i Implant Innovations, EUA) distribuídos em 2 grupos sendo que cada um era composto de 13 blocos ósseos provenientes do ilíaco de boi e 13 blocos de poliuretano rígido. Estas amostras foram seccionadas de forma que os cinco implantes de cada uma delas ficaram distribuídos da seguinte maneira: G1 – exposição dos terços médio e apical, G2 – exposição do terço apical, G3 – todo o implante dentro do material, G4 – exposição do terço cervical, G5 – exposição dos terços médio e cervical. **Resultados:** Os grupos G1, G2 e G3 não apresentaram diferença estatisticamente significativa em ambos os materiais, porém houve diferença quando comparados aos demais grupos ($P<0,05$). **Conclusão:** Com os resultados obtidos, não é possível comparar os valores do torque de inserção com os valores obtidos para a estabilidade primária, já que o Osstell parece ser mais sensível para detectar alterações na região cervical do implante podendo, assim, não ser um método diagnóstico preciso para algumas situações de comprometimento da região apical.

**Palavras-chave:** estabilidade do implante, análise por frequência de ressonância, torque de inserção

## INTRODUÇÃO

A estabilidade primária tem sido identificada como um pré-requisito para a obtenção da osseointegração e a sua manutenção um fator essencial ao sucesso de longo prazo do tratamento com implantes dentais (Branemark et al. 1977; Adell et al. 1981; Albrektsson et al. 1981). Tal estabilidade pode ser obtida no momento da instalação do implante, sendo determinada pela geometria deste, técnica cirúrgica, qualidade e

quantidade de tecido ósseo. Após a instalação do mesmo, as alterações em sua estabilidade dependem do processo de remodelação na interface osso-implante, de forma que após o período de cicatrização o tecido ósseo neoformado suporte efetivamente a força mastigatória (Meredith 1998).

Com o aprimoramento do desenho dos implantes e surgimento de diversos tratamentos de superfície, bem como um aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas tornou-se possível reduzir o tempo de cicatrização proposto inicialmente por Branemark e antecipar a instalação da respectiva prótese. Sob circunstâncias definidas, a carga imediata e precoce tem sido consideradas alternativas viáveis à técnica clássica de um ou dois estágios cirúrgicos, em que os implantes permaneciam sem carga por um determinado tempo (Szmukler-Moncler et al. 2000; Cochran et al. 2002). Com isso, os implantes podem ser submetidos a diferentes regimes de carga após sua instalação dependendo de aspectos relacionados basicamente à estabilidade para que a força mastigatória estimule a neoformação óssea e não a formação de um tecido fibroso (Nedir et al. 2004; Esposito et al. 2009).

O sucesso do tratamento com implantes depende da estabilidade biofuncional da interface osso-implante que irá refletir diretamente nos seguintes parâmetros clínicos: mobilidade, dor ou qualquer sensação subjetiva, ausência de infecção periimplantar e ausência de radiolucidez ao redor do implante nos controles periódicos (Buser et al. 1997; Cochran et al. 2002).

Entretanto, os métodos diagnósticos rotineiramente utilizados, tais como exame clínico e o exame radiográfico, são limitados para avaliar a qualidade da osseointegração e, consequentemente, a taxa de sobrevivência dos implantes (Aparacio et al. 2005). Embora não existam evidências científicas suficientes, métodos quantitativos podem auxiliar tanto na avaliação da estabilidade do implante como no prognóstico deste tratamento (Meredith 1998).

Vários métodos foram propostos, dentre os quais destacamos: medidas do torque de inserção e remoção do implante (O'Sullivan et al. 2004; Shalabi et al. 2006), medidas por meio de tomografia computadorizada (Martinez et al. 2001; Song et al. 2009), Periotest (Wikler et al. 2001; Noguerol et al. 2006) e análise de frequência de ressonância (da Cunha et al. 2004; Nedir et al. 2004), comercialmente conhecido por Osstell (Integration

Diagnostic, Göteborg, Sweden). Contudo, alguns destes métodos são inviáveis devido à dificuldade operacional e também ao caráter invasivo estando limitado para estudos in-vitro ou com animais.

O torque de inserção foi descrito por Johansson & Strid (1994) e registra o torque necessário para inserir o implante fornecendo uma informação a respeito da qualidade óssea em função da energia utilizada para perfurar o tecido ósseo e também durante a colocação do implante. Entretanto, este método é útil apenas no momento da cirurgia, não sendo possível utilizá-lo como uma ferramenta para avaliar o padrão da osseointegração (Friberg et al. 1999).

A tomografia computadorizada é um método preciso e confiável que fornece dados para uma análise qualitativa e morfológica da área de interesse. Por meio de unidades específicas (Hounsfield Units) determinadas por um software do próprio aparelho de tomografia computadorizada, é possível avaliar a densidade mineral do osso residual (Martinez et al. 2001). Entretanto, materiais metálicos presentes nas áreas próximas a área selecionada podem comprometer os resultados e dificultar a análise. Além disso, a radiação absorvida pelo paciente limita o uso deste exame com certa frequência. (Song et al. 2009).

O Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany) foi inicialmente desenvolvido para avaliar a mobilidade dos dentes e, posteriormente, sua indicação foi estendida para os implantes; mede a deflexão do implante que foi previamente atingido por um dispositivo (Wikler et al. 2001). No entanto, os valores do Periotest estão dentro de uma pequena escala apresentando, assim, uma menor sensibilidade para detectar pequenas alterações na estabilidade dos implantes (Olive & Aparicio 1990). Além disso, a reprodutibilidade dos valores é questionável devido a fontes de erro relacionadas ao operador sendo, desta forma, seu benefício questionável (Meredith 1998).

Diferentemente do Periotest, que gera uma força mecânica, o Osstell utiliza um efeito piezo para produzir uma deflexão no implante sendo que o transdutor pode ser adaptado diretamente sobre o implante ou sobre o intermediário protético e estimulado a vibrar por meio de ondas sinusoidais. Então, é obtido um valor de frequência de ressonância e convertido em um coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) para avaliação de tal parâmetro (Meredith et al. 1996). A diminuição destes valores está

relacionada a alterações na interface osso-implante e, consequentemente, a um potencial fracasso do implante (Lachmann et al. 2006).

Dentre os métodos disponíveis para avaliar a estabilidade de um implante, o Osstell parece ser o mais eficaz e o menos invasivo (Meredith et al. 1997a), todavia, a interpretação dos valores assim como suas alterações, sua correlação com a histologia ou outros parâmetros tais como torque de inserção (da Cunha et al. 2004; Turkyilmaz 2006), torque de remoção (Sul et al. 2002; Akça et al. 2005) e densidade mineral (Nkenke et al. 2003; Song et al. 2009) não estão totalmente esclarecidos na literatura.

Vários estudos tem investigado a aplicabilidade de aparelhos que analisam a frequência de ressonância para medir a estabilidade de implantes em diferentes fases do tratamento bem como a influência de fatores como comprimento e diâmetro do implante (Bischof et al. 2004; Akça et al. 2006), a distância do transdutor ao primeiro contato osso-implante (Meredith et al. 1996), posicionamento do transdutor (Veltri et al. 2007). Ito et al. (2008) demonstraram que a região cervical do implante é a que mais interfere nos valores de frequência de ressonância. Sendo assim, sua sensibilidade e especificidade ainda precisam ser determinadas, pois alguns estudos apontam as limitações deste método devido a algumas fontes de erro durante a aplicação clínica.

Neste sentido, os objetivos do presente trabalho foram: avaliar a confiabilidade da medida da estabilidade do implante por meio de freqüência de ressonância e torque de inserção, comparar os valores obtidos para estes dois métodos e investigar o comportamento do Osstell frente a diferentes condições experimentais.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 130 implantes self-tapping de 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento (3i Implant Innovations, EUA) distribuídos em 2 grupos sendo que cada um era composto de 13 blocos ósseos provenientes do ilíaco de boi e 13 blocos de poliuretano rígido (PU rígido), material empregado na fabricação de protótipos para utilização em hands-on. Em cada bloco foram instalados 5 implantes enfileirados e distando 7 mm entre si porém dispostos diferentemente dentro do material. Apesar da tentativa de padronização das amostras, macroscopicamente os ossos bovinos variavam na composição em relação ao

conteúdo de osso esponjoso e cortical, sendo que prevalecia a porção composta por osso esponjoso. Estes ossos foram obtidos em açougue de um animal com aproximadamente 3 anos de idade e os blocos de poliuretano obtidos junto à empresa Nacional Ossos. Tais amostras foram seccionadas de forma que os 5 implantes de cada amostra ficaram distribuídos da seguinte maneira:

- G1: o implante foi inserido até o nível do material de modo que somente o terço cervical ficou dentro do material;
- G2: o implante foi inserido até o nível do material sendo que o terço cervical e médio ficaram dentro do material;
- G3: o implante foi inserido até o nível do material sendo que o terço cervical, médio e apical ficaram totalmente dentro do material;
- G4: o terço apical e médio do implante foram inseridos dentro do material de modo que somente o terço cervical ficou para fora;
- G5: apenas o terço apical do implante foi inserido dentro do material, de modo que tanto o terço médio como o cervical ficaram para fora do material.

Durante todo o experimento, os blocos ficaram firmemente fixados por uma prensa para que a movimentação destes não alterasse os resultados. A instalação dos implantes seguiu a técnica convencional – broca esférica para penetração da cortical óssea, broca cilíndrica de 2 mm, broca piloto, broca cilíndrica de 3 mm e finalmente a broca *countersink*. Os implantes foram instalados com o motor Osseocare (Nobel Biocare) com um torque pré-derterminado de 50 Ncm e 20 rpm.

TORQUE DE INSERÇÃO

Durante a instalação do implante, o torque de inserção máximo foi registrado por meio do motor Osseocare (NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden), iniciando com um torque de 20 Ncm e aumentando gradativamente até atingir 50 Ncm. Este possuiu 3 modos para sua utilização sendo dois cirúrgicos - alta velocidade (indicada para as perfurações do tecido ósseo) e baixa velocidade (indicada para a utilização da broca formadora de rosca, bem como a instalação do implante) e um modo protético.

Para limitar uma sobrecarga mecânica do equipamento ou no tecido ósseo, os limites de torque são pré-estabelecidos sendo de 20-50 Ncm nos modos cirúrgicos e 10-45

Ncm no modo protético podendo este ser medido somente nos modos cirúrgico de baixa velocidade e protético. A medida do torque de inserção pelo aparelho Osseocare é dividida em 3 terços, de acordo com o comprimento do implante.

ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

A análise de frequência de ressonância foi proposta por Meredith e seus colaboradores com o objetivo de avaliar a estabilidade inicial dos implantes instalados assim como monitorá-los durante todo o tempo de cicatrização (Meredith et al. 1996).

Imediatamente após a instalação dos 5 implantes de cada amostra, a estabilidade foi medida por meio do aparelho Osstell. Para tal, um transdutor com formato de "L" foi instalado sobre a plataforma do implante, perpendicular ao material da amostra, com um torque de 10 Ncm pré-determinado pelo motor Osseocare. Este transdutor é composto por 2 elementos piezo sendo que o primeiro gera uma onda sinusoidal (variando em uma freqüência de 5 a 15 Khz), o que leva a vibração de todo o complexo tecido-implante-transdutor, de acordo com a mobilidade do implante. A subsequente oscilação é medida pelo segundo elemento piezo, sendo este sinal analisado, amplificado e, finalmente, mostrado graficamente e numericamente em uma unidade chamada coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) que varia de acordo com a rigidez da interface de 0 (mobilidade) a 100 (máxima estabilidade) unidades.

**Figuras 1 e 2**

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi realizada uma análise estatística descritiva para os valores do Osstell e Osseocare e os testes ANOVA (Análise de Variância) e Tukey foram utilizados para as comparações múltiplas quando os grupos possuíam homogeneidade de variância e distribuição normal e os testes de Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls para as demais situações. A correlação entre Osstell e Osseocare foi avaliada pelo coeficiente de correlação de Pearson.

## RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as médias dos valores de estabilidade primária nos 5 grupos tanto no osso quanto no PU rígido.

**Tabela 1**

Em relação à estabilidade dos implantes, os valores do Osstell demonstraram que não há diferença estatisticamente significativa entre G1, G2 e G3, no osso bovino e PU rígido, quando comparados entre si, porém tal diferença foi constatada quando comparados aos demais grupos. Quanto ao osso, os grupos G4 e G5 apresentaram diferença estatisticamente significativa, o que não ocorreu com os mesmos grupos no PU rígido (Tabela 1, Figura 3).

**Figura 3**

Em relação ao torque de inserção, a comparação entre G1, G2 e G3 para o terço apical demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa para osso e PU rígido. Já para o terço médio, foi observada tal diferença entre G1 e G2/ G3 no PU rígido (Tabela 2), o que não ocorreu no osso ($p<0,05$). No terço cervical, ocorreu tal diferença entre G1, G2 e G3 tanto no osso quanto no PU rígido ($p<0,05$) (Tabelas 3 e 4).

**Tabelas 2, 3 e 4**

Quando os valores do Osstell e Osseocare para os 5 grupos, tanto no osso como no PU rígido, foram comparados verificamos que não há correlação entre estabilidade primária e torque de inserção para $p < 0,05$ como pode ser observado na Tabela 5.

**Tabela 5**

A comparação dos resultados obtidos para o osso e para o PU rígido nos dois parâmetros avaliados, estabilidade primária e torque de inserção, demonstrou que não há diferença estatisticamente significativa (Tabela 1) exceto para os terços apical e cervical no G1 para o torque de inserção ($p<0,05$).

## DISCUSSÃO

A taxa de sucesso do tratamento com implantes está diretamente relacionada a sua estabilidade, seja no momento da instalação como nos períodos subsequentes, sendo sua quantificação clínica muito importante para a tomada de decisão em relação ao tempo que a força oclusal pode ser aplicada e, por conseguinte, o prognóstico do tratamento (Glauser et al. 2001; Bischof et al. 2004).

Existem vários métodos para avaliar a estabilidade dos implantes e a osseointegração, entretanto, problemas como a falta de resolução, baixa sensibilidade e susceptibilidade a variáveis relacionadas ao operador tem levado aos questionamentos a respeito da validade dos mesmos (Meredith 1998). Um dos métodos utilizados no presente estudo foi o torque de inserção, considerado um método invasivo, porém de fácil execução, que pode ser realizado apenas no momento da instalação dos implantes; é um parâmetro mecânico influenciado pela técnica cirúrgica, desenho do implante e pela qualidade óssea da área (Friberg et al. 1999). O outro método utilizado foi a análise de frequência de ressonância que é um método objetivo, não invasivo e relativamente de fácil execução, que pode ser realizado no momento da instalação do implante (Nedir et al. 2004; Da Cunha et al. 2004), durante todo o período de cicatrização (Meredith et al. 1997b; Bischof et al. 2004; Boronat-López et al. 2008) e também nos controles periódicos, após a instalação da prótese sobre o implante (Balleri et al. 2002; Yamaguchi et al. 2008).

Na tentativa de eliminar os possíveis fatores que poderiam alterar tanto o torque de inserção como a frequência de ressonância, foram padronizados a técnica cirúrgica, o comprimento e diâmetro dos implantes. Apesar da dificuldade de padronização dos blocos de osso bovino devido à macrogeometria, estes foram cortados de maneira a deixar as amostras mais homogêneas possíveis em relação à quantidade de osso cortical e osso medular.

Durante a utilização do Osstell, o implante e o transdutor foram conectados por meio de parafusos a fim de formar um corpo único sendo que esta parte recebeu a vibração do aparelho e a transmitiu para a parte localizada dentro do material (tecido ósseo e PU rígido). De acordo com Meredith et al. (1997a), a frequência de vibração depende da extensão da parte que está acima do tecido ósseo (altura do intermediário protético + quantidade de implante exposto). Isto explica os menores valores de ISQ encontrados para o G4 e G5 quando comparados aos demais grupos deste estudo; sendo que o G5, com 10 mm de implante exposto acima do material, apresentou os valores mais baixos de ISQ. Entretanto, diferentemente da situação encontrada em osso bovino, o G4 e G5 em PU rígido não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, provavelmente, devido à homogeneidade do material (tabela 1).

A exposição de parte do implante simulada no G4 e G5 pode ser comparada às diversas situações clínicas como perda óssea fisiológica, periimplantite, osso fino na região cervical seguido de reabsorção após período de cicatrização ou força oclusal, cujos valores de ISQ podem ser menores devido à alteração no osso cortical da região cervical (Lachmann et al. 2006; Tözüm et al. 2008).

De acordo com Meredith (1998), a macrogeometria e o desenho do implante poderiam influenciar sua estabilidade, embora, diversos estudos comprovaram que implantes com diferentes tamanhos e diâmetros obtiveram uma estabilidade primária similar (O'Sullivan et al. 2000; Rasmusson et al. 2001; Bischof et al. 2004) demonstrando que, provavelmente, o fator preponderante é a qualidade óssea do sítio. Assim, poucos estudos correlacionaram os valores obtidos de estabilidade primária por meio de frequência de ressonância com a arquitetura do tecido ósseo (Meredith et al. 1997b; Nkenke et al. 2003; Akça et al. 2006; Scarano et al. 2006; Ito et al. 2008, Rozé et al. 2009).

As propriedades físicas do tecido ósseo diferem significantemente entre os arcos e até mesmo entre as regiões de um mesmo arco, de modo que, comparado à mandíbula, apresenta melhores condições que a maxila (Seong et al. 2009). Rozé et al. (2009) analisaram a correlação da microarquitetura óssea com a estabilidade primária de implantes de modo que o tecido ósseo foi avaliado por meio de microtomografia computadorizada e a estabilidade por frequência de ressonância. Semelhante a outros estudos (Nkenke et al. 2003; Miyamoto et al. 2005), foi comprovada a importância da camada de osso cortical na

estabilidade dos implantes, mas não encontraram correlação entre os valores de ISQ e a estrutura de osso trabecular.

Tais achados podem explicar os resultados de alguns estudos (Balleri et al. 2002; Bischof et al. 2004; Zix et al. 2008; Seong et al. 2009) nos quais os implantes localizados na mandíbula apresentaram estabilidade, significantemente, maior do que os implantes localizados na maxila, justificando a maior taxa de falhas encontrada nesta última (Jemt & Lekholm 1995; Esposito et al. 1998).

Nos grupos G1, G2 e G3 os implantes foram inseridos dentro do bloco de osso bovino e PU rígido de tal forma que a exposição de parte do implante não ficasse localizada ao nível da crista do material, mas sim nos terços médio e/ ou apical, podendo ser comparados a implantes de diferentes comprimentos, 5, 10 e 15 mm, respectivamente. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre estes 3 grupos para ambos os materiais (tabela 1) comprovando que o comprimento do implante não influenciou os valores de ISQ. Sendo assim, o terço cervical parece ser o fator preponderante na estabilidade de um implante e, consequentemente, na freqüência de ressonância de modo que os demais terços exercem pouca influência nesta análise.

Resultados semelhantes foram publicados por Ito et al. (2008) em que os autores colocaram um implante na vertical, em uma caixa plástica e fixaram-no com parafusos dispostos em diferentes alturas; quando os parafusos localizados próximos à plataforma deste implante foram afrouxados, a frequência de ressonância diminuiu significantemente quando comparada aos valores dos parafusos localizados em outras áreas, demonstrando a influência da região cervical nesta análise.

Apesar dos valores de ISQ obtidos para os G1, G2 e G3 em osso bovino serem superiores, não houve diferença estatisticamente significante quando comparados aos valores obtidos para os mesmos grupos em PU rígido (Tabela 1). Como estes blocos são homogêneos em sua composição, não havendo influência de uma camada mais rígida como o osso cortical, é provável que os valores resultantes da análise de frequência de ressonância expressem mais adequadamente a situação da região cervical.

De acordo com alguns autores, este método mensura a rigidez do implante nos tecidos adjacentes, podendo ser resultado da combinação do contato osso-implante e a densidade óssea ao redor (Sennerby & Meredith 2008). Nkenke et al. (2003) demonstraram

a presença de correlação entre os valores de frequência de ressonância e o contato osso-implante apenas na área de osso cortical. Embora os valores do coeficiente de correlação foram maiores na região cervical, Ito et al. (2008) não encontraram relação entre a frequência de ressonância e o contato osso-implante; provavelmente, porque a análise histológica não indica a resistência da união entre osso e o implante, mas o grau de contato.

Em relação ao torque de inserção, as diferenças estatisticamente significantes encontradas para os terços médio e cervical do implante (tabelas 2, 3 e 4) pode ser explicada pela configuração dos blocos de osso bovino e PU rígido e disposição dos implantes dentro destes. Os valores obtidos para G1, G2 e G3 em ambos os materiais não apresentaram correlação com os valores de ISQ (tabela 5) estando de acordo com os resultados de outros autores (Nkenke et al. 2003; da Cunha et al. 2004). Isso pode ser explicado pela diferença de princípios de ação dos 2 métodos, pois o torque de inserção é resultado do contato e da pressão exercida no tecido ósseo no momento da perfuração e instalação do implante (Friberg et al. 1999). Já a análise de freqüência de ressonância mede a rigidez e a deflexão do complexo osso-implante e não a interface osso-implante especificamente, indicando que a qualidade óssea é um fator preponderante nesta análise (Bischof et al. 2004).

Apesar do Osstell também apresentar alguns fatores que podem interferir nos resultados tais como altura do intermediário protético, distância do transdutor ao primeiro contato ósseo, orientação do transdutor, Zix et al. (2005) demonstraram que os valores de ISQ seguem uma distribuição normal de acordo com a curva de Gauss, estando os valores de ISQ entre 40 e 70 aproximadamente. Desta maneira, a frequência de ressonância é um teste reproduzível de modo que Nedir et al. (2004) encontraram uma sensibilidade de 100% e uma especificidade de 97%.

Por ser um método aparentemente mais sensível para detectar alterações na região cervical do implante, o Osstell pode não ser estar indicado para algumas situações de comprometimento da região apical como, por exemplo, uma lesão periapical em um dente adjacente estendendo-se para área do implante (Tözüm et al. 2006) ou reabsorção do enxerto ósseo na área de levantamento de seio maxilar, realizado concomitantemente a colocação do implante (Thor et al. 2007). Por isso, os valores obtidos para estabilidade,

bem como suas alterações, devem ser criteriosamente analisadas e somadas a outros parâmetros clínicos antes de qualquer diagnóstico.

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo, não é possível comparar os valores do torque de inserção com os valores obtidos para a estabilidade primária mas ambos podem auxiliar na obtenção de informações e, consequentemente, na tomada de decisão em relação a um determinado tratamento.

## BIBLIOGRAFIA


Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P.-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International Journal of Oral Surgery **10**: 387–416.

Akça, K., Akkocaoğlu, M., Cömert, A., Tekdemir, I. & Cehreli, M.C. (2005) Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. Clinical Oral Implants Research **16**(6):715-22.

Akça, K., Chang, T. L., Tekdemir, I. & Fanuscu, M. I. (2006) Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. Clinical Oral Implants Research **17**: 465–472.

Albrektsson, T., Branemark, P.-I., Hansson, H. A. & Lindström, J. (1981) Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. Acta Orthopaedica Scandinavica **52**: 155–170.

Aparacio, C., Lang, N. P. & Rangert, B. (2005) Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/ bone interface. Clinical Oral Implants Research **17** (suppl 2): 2-7.

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

Bischof, M., Nedir, R., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.-P. & Samson, J. (2004) Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLA ITI implants. Clinical Oral Implants Research **15**, 529–539.

Boronat-López, A., Balaguer-Martínez, J., Lamas-Pelayo, J., Carrillo García, C. & Peñarrocha Diago, M. (2008) Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. Medicina Oral Patolgía Oral Cirurgía Bucal **13**(4):E244-7.

Branemark, P.-I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O. & Öhman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery **16**: 1–132.

Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard J-P, Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., Belser, U. C. & Lang N. P. (1997) 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 Research **8**:161-172.

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 time on ITI implants with a sandblasted and etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. Clin Oral Implants Research **13**: 144-153.

da Cunha, H. A., Francischone, E. C. & Filho, H. N. (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. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **19**: 578–585.

Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U. & Thomsen, P. (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. European Journal of Oral Sciences **106**: 527–551.

Esposito, M., Worthington, H. V. & Coulthard, P. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading implants. Cochrane Database Systematic Review **1**: 2009 CD003878.

Friberg, B., Sennerby, L., Merdith, N. & Lekholm, U. (1999) A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **28**: 297–303.

Glauser, R., Ree, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hämmerle, C. H. & Schärer, P. (2001) Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. Clinical Implant Dentistrsy and Related Research **3**: 204–213.

Ito, Y., Sato, D., Yoneda, S., Ito, D., Kondo, H. & Kasugai S. (2008) Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. Clinical Oral Implants Research **19**: 9–14.

Jemt, T. & Lekholm, U. (1995) Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **10**: 303–311.

Johansson, P. & Strid, K. G. (1994) Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **9**:279-288.

Lachmann, S., Laval, J. Y., Jäger, B., Axmann, D., Gomez- Roman, G., Groten, M., Weber, H. (2006) Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: periimplant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. Clinical Oral Implants Research **17**: 80–84.

Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celletti, R. & Lazzara, R. (2001) Optimal implant stabilization in low dentistry bone. Clinical Oral Implants Research **12**: 423–432.

Meredith, N., Alleyne, D., Cawley, P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clinical Oral Implants Research **7**: 261-267.

Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T. & Sennerby, L. (1997a) RF Measurements of implant stability in vivo. A cross sectional and longitudinal study of R.F.M. on implants in edentulous and partially dentate maxilla. Clinical Oral Implants Research **8**: 226–233.

Meredith, N., Shagaldi, F., Alleyne, D., Sennerby, L. & Cawley, P. (1997b) The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. Clinical Oral Implants Research **8**: 234–243.

Meredith, N. (1998) Assessment of implant stability as a prognostic determinant. International Journal of Prosthodontics **11**: 491-501.

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

Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.-P. & Samson, J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance-frequency analysis

study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. Clinical Oral Implants Research **15**: 520–528.

Nkenke, E., Michael, H., Konstanze, W., Martin, R., Friedrich, W. & Klaus, E. (2003) Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. Clinical Oral Implants Research **14**: 601–609.

Noguerol B, Muñoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of periotests: retrospective study of a large sample. Clin. Oral Impl. Res. 17, 2006; 459–464

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. & Merdith, N. (2004) Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clinical Oral Implants Research **15**: 474–480.

Olive, J., Aparicio, C. (1990) Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. International Journal of Oral Maxillofacial Implants **5**:390-400.

Rasmusson, L., Kahnberg, K. E. & Tan, A. (2001) Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. Clinical Implant Dentistry and Related Research **3**: 2–8.

Rozé, J., Babu, S., Saffarzadeh, A., Gayet-Delacroix, M., Hoornaert, A. & Layrolle, P. (2009) Correlating implant stability to bone structure. Clinical Oral Implants Research **10** *in press.*

Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000 **47**:51-66.

Shalabi, M. M., Wolke, J. G., Jansen, J. A. (2006) The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. Clinical Oral Implants Research **17**(2):172-8.

Scarano, A., Degidi, M., Iezzi, G., Petrone, G., Piattelli, A. (2006) Correlation Between Implant Stability Quotient and Bone-Implant Contact: A Retrospective Histological and Histomorphometrical Study of Seven Titanium Implants Retrieved from Humans Clinical Implant Dentistry and Related Research **8** (4):218-222.

Seong, W. J., Kim, U. K., Swift, J. Q., Hodges, J. S., Ko, C. C. (2009) Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. Journal of Prosthetic Dentistry **101**:306-318.

Song, Y. D., Jun, S. H., Kwon, J. J. (2009) Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. Int J Oral Maxillofac Implants **24**(1):59-64.

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. Clinical Oral Implants Research **13**: 252–259.

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.

Thor, A., Sennerby, L., Hirsch, J.M., Rasmusson L. (2007) Bone formation at the maxillary sinus floor following simultaneous elevation of the mucosal lining and implant installation without graft material: an evaluation of 20 patients treated with 44 Astra Tech implants. Journal of Oral Maxillofacial Surgery **65** (7 Suppl 1):64-72.

Tözüm, T.F., Sençimen, M., Ortakoğlu, K., Ozdemir, A., Aydin, O.C., Keleş, M. (2006) Diagnosis and treatment of a large periapical implant lesion associated with adjacent natural tooth: a case report. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiologic Endodontics. **101**(6):e132-8.

Turkyilmaz, I. (2006) A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. Journal of Oral Rehabilitation **33**(10):754-9.

Veltri, M., Balleri, P. & Ferrari, M. (2007) Influence of Transducer Orientation on Osstell™ Stability Measurements of Osseointegrated Implants. Clinical Implant Dentistry and Related Research **9** (1) 60-64.

Wikler, S. Morris, H. F. Spray, J. R. (2001) Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. Journal of Oral Implantology **27**: 198-203.

Yamaguchi, M., Xu, H., Shimizu, Y., Hatano, N., Ooya, K. (2008) Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible. Quintessence International **39**(3): 121-5.

Zix J., Kessler-Liechti G. & Mericske-Stern R. (2005) Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **20**:747-52.

Zix, J., Hug, S., Kessier-Liechti, G., & Mericske-Stern, R. (2008) Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment: Comparison of Both Techniques in a Clinical Trial. Internationl Journal of Oral Maxillofacial & Implants **23**: 525-530.

**FIGURAS**

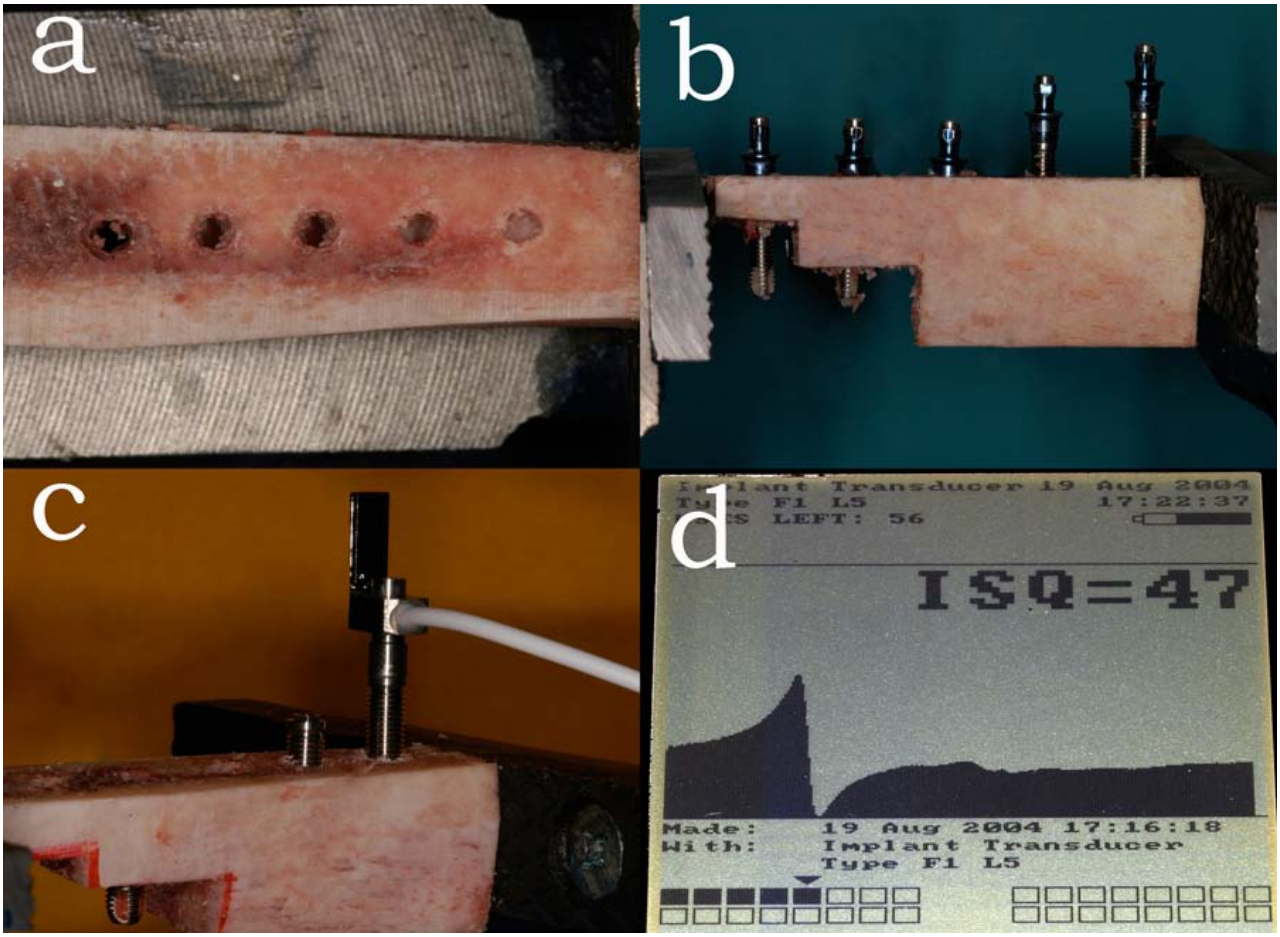


**Figura 1 – Distância entre as perfurações dos implantes (a); distribuição dos 5 grupos dentro do bloco de osso bovino (b); transdutor em posição para análise da frequência de ressonância (c); medida da estabilidade do implante (d).**

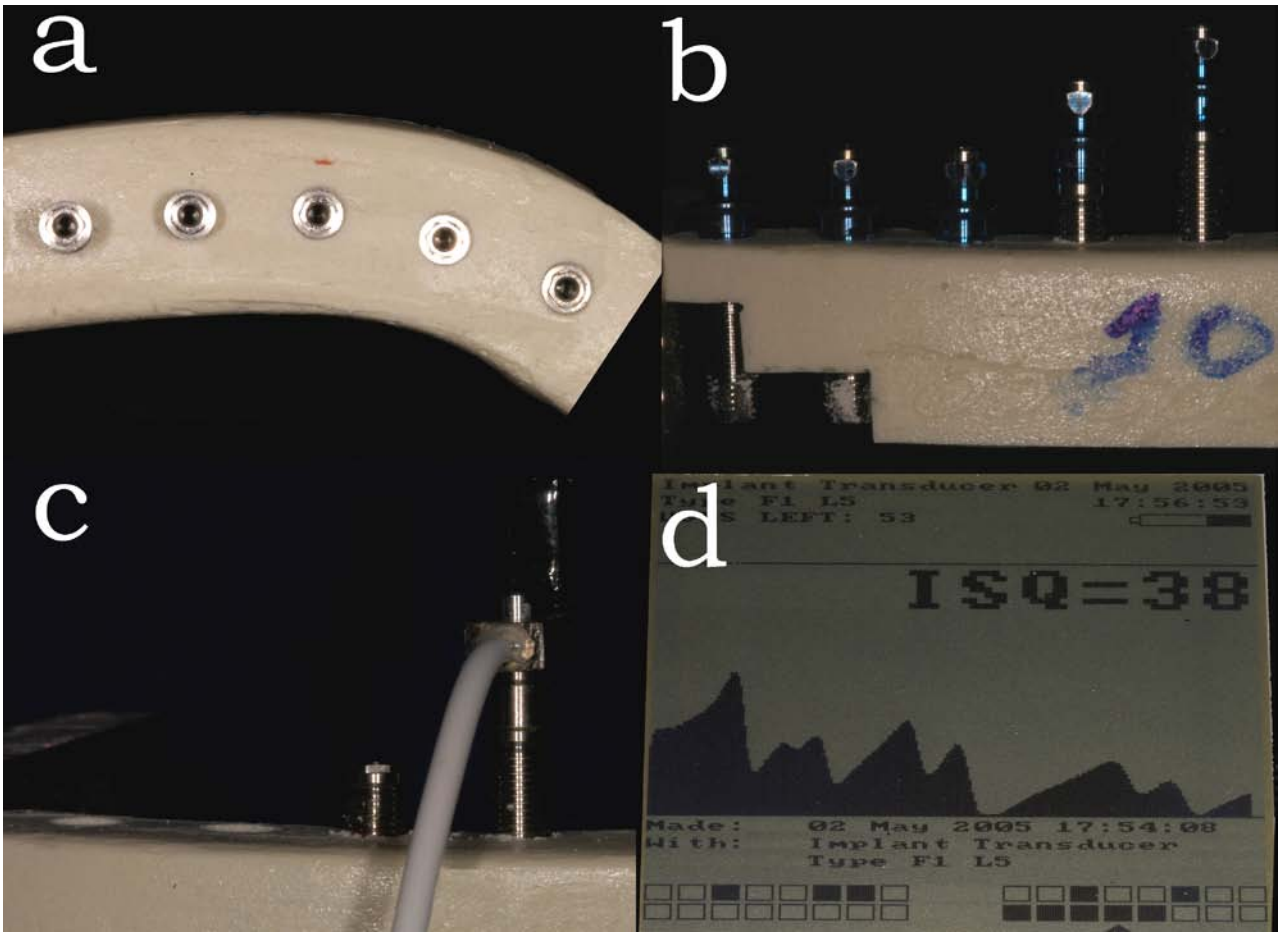


**Figura 2 – Distância entre os implantes instalados (a); distribuição dos 5 grupos dentro do bloco de poliuretano rígido (b); transdutor em posição para análise da frequência de ressonância (c); medida da estabilidade do implante (d).**

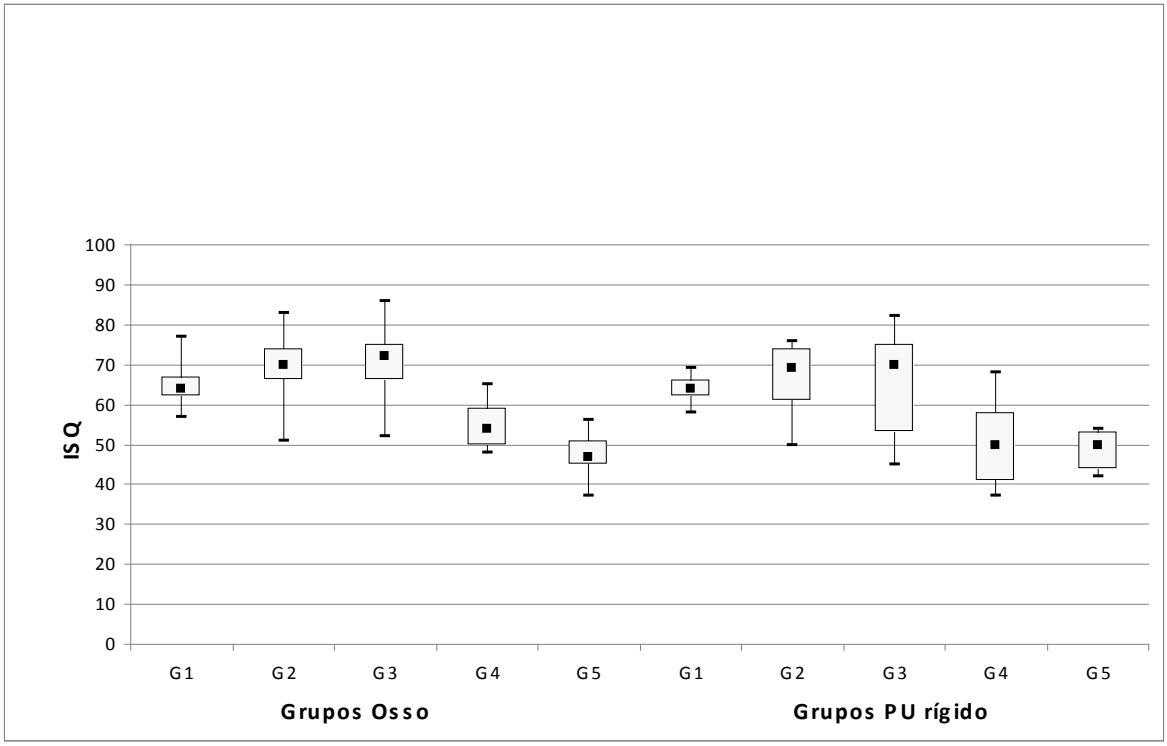


**Figura 3 – Boxplot dos valores de ISQ para os 5 grupos no osso e no PU rígido**

**TABELAS**

| | ISQ (Osso) | ISQ (PU rígido) | p-value |
|---|---|---|---|
| G1 | 65,07* | 64,08* | 0,597 |
| G2 | 70,23* | 66,07* | 0,310 |
| G3 | 71,15* | 65,00* | 0,161 |
| G4 | 55,23** | 51,62** | 0,315 |
| G5 | 46,62*** | 49,08** | 0,212 |

**Tabela 1 – Médias dos valores de ISQ e a diferença estatisticamente significante entre os grupos em cada material e a comparação entre os materiais (p-value).**

| | Média |
|---|---|
| PU rígido G1 | 4,92* |
| PU rígido G2 | 7,69** |
| PU rígido G3 | 8,61** |

**Tabela 2 – Valores do torque de inserção obtidos em PU rígido demonstrando a diferença estatisticamente significante entre os grupos no terço médio.**

| Comparação | Coeficiente de correlação | p | q | P<0.05 |
|---|---|---|---|---|
| G3 x G1 | 172.500 | 3 | 4.196 | Signif |
| G3 x G2 | 93.000 | 2 | 3.372 | Signif |
| G2 x G1 | 79.500 | 2 | 2.883 | Signif |

**Tabela 3 – Valores do torque de inserção obtidos em osso demonstrando a diferença estatisticamente significante entre os grupos no terço cervical.**

| Comparação | Coeficiente de correlação | p | q | P<0.05 |
|---|---|---|---|---|
| G3 x G1 | 289.000 | 3 | 7.030 | Signif |
| G3 x G2 | 114.500 | 2 | 4.152 | Signif |
| G2 x G1 | 174.500 | 2 | 6.328 | Signif |

**Tabela 4 – Valores do torque de inserção obtidos em PU rígido demonstrando a diferença estatisticamente significante entre os grupos no terço cervical.**

| | Osstell (Osso) | Osstell (PU rígido) |
|---|---|---|
| OC 1/3 | 0,1695 | 0,1656 |
| | p=0,177 | p=0,188 |
| OC 2/3 | 0,2004 | 0,068 |
| | p=0,109 | p=0,590 |
| OC 3/3 | 0,2263 | -0,0183 |
| | p=0,070 | p=0,885 |

**Tabela 5 – Correlação entre Osstell e Osseocare (OC) para osso e PU rígido.**

# MANUSCRIPT

## VALIDITY OF TWO DIAGNOSTIC METHODS TO MEASURE PRIMARY IMPLANT STABILITY - *IN VITRO* STUDY

This manuscript if formatted according with the author's guidelines for the *Clinical Oral Implants Research*

**VALIDITY OF TWO DIAGNOSTIC METHODS TO MEASURE PRIMARY IMPLANT STABILITY - *IN VITRO* STUDY**

***Aline Franco Siqueira - DDS, MSc, PhD, Graduate student, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil***

***Hiron Andreaza da Cunha - DDS, MSc, PhD, Graduate student, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil***

***Daniel Romeu Benchimol de Resende - DDS, Msc, PhD, Graduate student, Department of Periodontology, University of São Paulo, Bauru, Brasil.***

***César Augusto Magalhães Benfatti - DDS, MSc, PhD, Graduate student, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil***

***Ricardo de Souza Magini - DDS, MSc, PhD, Head professor, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.***

**Correspondence**

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (UFSC-CEPID)

Centro de Ciências da Saúde – CCS

Campus universitário Trindade

88040-970

Florianópolis – SC

Brasil

Tel.: + 55 48 3721 9077
Fax: + 55 48 3721 9077
**e-mail : aline_f_s@yahoo.com.br**

## ABSTRACT

**Introduction:** Treatment success with implants is mainly dependent on the stability of implant-bone interface. There are several methods to evaluate the implant stability in which in this study the resonance frequency analysis (Osstell) and insertion torque were used. **Purpose:** The aims of the present study were to evaluate the reliability of these methods in the assessment of the primary implant stability and to verify the correlation between them. **Materials e Methods:** 130 self-tapping implants, 4 mm diameter and 15 mm length (3i Implant Innovations, EUA), were distributed in two groups where each one was composed of 13 bovine bone block and 13 rigid polyurethane block. The samples were cut so that the implants were distributed that in G1 and G2 the exposed thirds were below the crest of material and in G4 and G5 the exposed thirds were above the crest of material. In G3 the implants were entirely within the material. **Results:** G1, G2 e G3 showed no statistically significant difference in both materials but this difference was present when they were compared with G4 and G5 ($p<0,05$). ISQ values did not correlate to insertion torque values. **Conclusion:** Osstell showed more sensitive in detecting alterations in the cervical region of the bone-implant complex, in spite of the fact that it may not be a useful method to detect problems in the apical region.

**Key words:** implant stability, resonance frequency analysis, insertion torque

## INTRODUCTION

Primary implant stability has been identified as a prerequisite to achieve osseointegration and maintenance of the stability an essential factor to the outcome of the treatment (Branemark et al. 1977; Adell et al. 1981; Albrektsson et al. 1981). Primary implant stability is a function of local bone quality and quantity, the geometry of an implant and the surgical technique and is defined as implant stability at the time of implant placement; the increase or maintenance in stability resulting from regeneration and remodeling at the implant-bone interface after healing is regarded as secondary stability and to be able effectively to distribute loads (Meredith 1998).

The improvement of implant design, treatment surface and surgical techniques made possible the reduction of healing time initially proposed by Branemark and previously prosthesis installation. Under defined circumstances, early and immediate loading protocols have now been recognized to be viable alternatives to the classical one or two stage delayed loading approaches where the implants remained without loading by determined time (Szmukler-Moncler et al. 2000; Cochran et al. 2002). This means that implants can be submitted to distinct loading schemes after placement according to aspects related to stability so that the occlusal load stimulate the bone neoformation and the absence of fibrous tissue (Nedir et al. 2004, Esposito et al. 2009).

Treatment success with implants is mainly dependent on the stability of implant-bone interface which will directly influence the clinical parameters: mobility, pain or subjective sensation, absence of peri-implant infection, absence of radiolucency around the implants in the periodic controls (Buser et al. 1997; Cochran 2002).

However, none of the currently used assessment methods are able to predict the treatment outcomes such as implant survival and maintenance of osseointegration (Aparacio et al. 2005). Although there is insufficient evidence to demonstrate that quantitative measurement techniques have a realiable prognostic value and can help in the evaluation of implant stability and, consequently, to the success of treatment. (Meredith, 1998).

Several methods have been proposed to evaluate implant stability - measurement of insertion or removal torque (O'sullivan et al. 2004, Shalabi et al. 2006), measurement with quantitative computed tomography (Martinez et al. 2001, SONG et al. 2009), Periotest (Wikler et al. 2001; Noguerol et al. 2006) and resonance frequency analysis (da Cunha et al. 2004; Nedir et al. 2004) commercially kwown as Osstell (Integration Diagnostic, Göteborg, Sweden). In clinical situation, some of these methods are unviable due to difficulty in using them and invasive character being limited to *in vitro* or animals studies.

Johansson and Strid (1994) described a technique whereby bone quality as a function of density and hardness could be derived from the torque forces needed during implant insertion. They postulated that the energy used in tapping the site, before or during implant placement, is a combination of the thread placement force from the tip of the instrument and the friction created as the remaining part of a tap or implant enters the site.

These methods may provide helpful information about the bone density, but it is retrospective to patient assessment and its value to both clinician and patient is questioned as osteotomies have already been performed or implants have already been screwed (Friberg et al. 1999).

The computerized tomography is an objective and reliable method which provides data for morphological and qualitative analysis of the residual bone. The Hounsfield Units, which are determined by the software programs in the CT machines, allows bone density assessment (Martinez et al. 2001). However, the results can be impacted by metal components in the vicinity of the desired location. Also the radiation absorbed by the patient in this type of examination may limit its use for routine diagnosis (Song et al. 2009).

The Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany) was initially designed for the measurement of tooth mobility but it also used for the implant stability analysis. This device measures the deflection of tooth or implant that has been struck by a small pistil from inside the instrument's handpiece (Wikler et al., 2001). However, Periotest values include only a narrow range over the scale of the instrument and thus, provide relatively less sensitive information about implant stability (Olive; Aparicio 1990). Moreover, the limitations of this method due to several sources of error in clinical application (Meredith 1998).

Unlike the Periostest, which generates forces mechanically, the RFA method uses the piezo effect to produce a deflection of the implant. The transducer is attached either directly onto the implant or to the abutment and stimulated to vibrate by means of sinusoidal waves. The resonance frequency value thus obtained is converted to give an Implant Stability Quotient (ISQ) for analyzing implant stability (Meredith et al. 1996). A decrease in the resonance frequency value is related to a decrease in stiffness, which can indicate a potencial for failure (Lachmann et al. 2006).

Among the methods available to evaluate the implant stability, the Osstell seems to be the most suitable and the less invasive technique described in the literature (Meredith et al. 1997a). However the interpretation of values as well as their alterations, the correlation with histological analysis or other parameters such as insertion torque (da Cunha et al. 2004, Turkyilmaz 2006), removal torque (Sul et al. 2002; Akça et al. 2005), and bone

mineral density of the implant insertion site (Nkenke et al. 2003, Song et al. 2009) are not entirely clear in the published studies.

Some studies have investigated the applicability of resonance frequency measurements to evaluate implant stability in different treatment phases and which factors influence this analysis such as length and diameter of implants (Bischof et al. 2004, Akça et al. 2006), distance between transducer and first bone-implant contact (Meredith et al. 1996), tranducer orientation (Veltri et al. 2007). Ito et al. (2008) demonstrated that the connection of the neck region of the implant affected resonance frequency more than the connection of other regions of the implant. So the sensibility and specificity of the Osstell still need to be determined because some authors have pointed out the limitation of this method due to sources of error in clinical application.

The aims of this *in vitro* study were to evaluate reliability of the Osstell and insertion torque in the assessment of primary implant stability and perform a comparison between both methods.

## MATERIALS AND METHODS

One hundred thirty self-tapping implants, 4 mm diameter and 15 mm length (3i Implant Innovations, EUA), were distributed in two groups where each one was composed of 13 bovine bone block and 13 rigid polyurethane block, material used in the manufacturer of prototypes for use in hands-on. Five implants were installed in row in each block with 7 mm of distance between each other and were distributed of different manner into these materials. In spite of trying to standardization of the samples, the bovine bone varied macroscopically related to quantity of the trabecular and cortical bone where the largest portion was composed of trabecular bone. All bovine bones were got in butcher's shop and came from the same animal, a cow of around 3 years of age and served as a model of human edentulous jawbone. The rigid polyurethane blocks were obtained with a national company – Nacional Ossos. The samples were cut so that the implants were distributed of the following way:

- G1: the implant was inserted up to material level so that only the cervical part was into the material;

- G2: the implant was inserted up to material level so that cervical and middle part was into the material;
- G3: the implant was inserted up to material level and the cervical, middle and apical were into the material;
- G4: the middle and apical part of the implant were inserted into the material so that only the cervical part was out;
- G5: only the apical part of the implant was inserted into the material so that the middle and cervical part were out.

During the entire test, the blocks were firmly attached to a bench vice because their movement could modify the results. The drilling protocol recommended by the manufacturer for these implants were used - ball-end drilling cutter, 2.0 - drilling cutter, pilot drilling cutter, 3.0 - drilling cutter and at last the countersink drilling. The implants were inserted with the Osseocare motor (Nobel Biocare) with a calibrated torque of 50 Ncm and 20 rpm. Immediately following implant placement, the stability measurement was made with the Osstell equipament (Integration Diagnostic, Göteborg, Sweden)

PLACEMENT TORQUE MEASUREMENTS

During the implant insertion, the maximum insertion torque value was recorded by means of the same Osseocare motor (NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden) starting from 20 Ncm, the placement torque was increased in steps of 5 Ncm until reaching 50 Ncm. It also enables measurement of torque during prosthetic procedures. It has 3 modes: high-velocity, low-velocity and prosthetic. To avoid mechanical overload of the equipment or bone tissue, Osseocare can only apply a limited amount of torque – 20 to 50 Ncm in the surgical mode and 10 to 45 Ncm in prosthetic mode. This motor divided the insertion torque in three thirds based on implant length.

RESONANCE FREQUENCY ANALYSIS

The resonance frequency analysis (RFA) measurements were performed using the Osstell instrument (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden). An L-shaped transducer was directly connected to each implant, 1 implant at a time, perpendicular to the alveolar crest, using screw with 10 Ncm torque. Its upright beam part was placed on the

same hypothetic palatal/ lingual side in all samples. The resonance frequency analysis transducer was designed as an offset cantilever beam with attached two piezoceramic elements. The first piezo element generates an excitation signal (a sinusoidal wave varying in frequency from 5 to 15 kHz), which leads to a vibration of the whole transducer-implant-tissue complex. The subsequent response oscillation is measured by the second piezo element. This signal is then amplified, analyzed and finally displayed graphically as well as numerically in a unit called the implant stability quotient (ISQ). ISQ values are derived from the stiffness (N/μm) of the implant/ bone system and the calibration parameters of the transducer. High ISQ value indicates high stability, whereas low value indicates a low implant stability.

**Figuras 1 e 2**

STATISTICAL ANALYSIS

Descriptive statistical analysis was applied for distribution of RFA and Osseocare values. Analysis of variance (ANOVA) and Tukey test were used to multiple comparisons between groups with homogeneity variance and normal distribution. Kruskal-Wallis test and Student-Newman-Keuls test were used to the others situations. Furthermore, the linear correlation between insertion torque and ISQ for each implant group was analyzed by Pearson coefficient. The level of statistical significance was set at $P<0,05$.

## RESULTS

Table 1 shows mean ISQ values to the 5 groups in bovine and rigid PU blocks

**Table 1**

ISQ values demonstrated no statistically significant difference between G1, G2, G3 in bovine and rigid PU blocks but this difference was present when they were compared with other groups. G4 and G5 in bovine blocks showed statistically significant difference but in rigid PU blocks it did not occur (table 1, figure 3)

**Figure 3**

Insertion torque values demonstrated no statistically significant difference to G1, G2 and G3 in apical third for both bovine bone and rigid PU blocks. In the middle third, there was statistically significant difference between G1 and G2/G3 in the rigid PU blocks (table 2). Cervical third showed statistically significant difference between G1, G2 and G3 for both materials (tables 3 and 4).

**Tables 2, 3 e 4**

ISQ and insertion torque values was compared in the 5 groups and the results showed no correlation between implant stability and insertion torque ($p>0,05$) as shown in table 5.

**Tabela 5**

ISQ and insertion torque values in bovine bone and rigid PU blocks were compared and no statistically significant difference was present (table 1) expect for apical and cervical third in the G1 to insertion torque ($p<0,05$).

## DISCUSSION

Treatment success of dental implant is directly related to implant stability immediately after insertion and in the healing phase. The quantitative measurement techniques are the means to predict implant stability and are very important to help the clinician decide on an individual basis when to load an implant and consequently the treatment prognosis (Glauser et al. 2001; Bischof et al. 2004).

There are several methods to evaluate the stability and osseointegration of implants, however problems such as lack of resolution, sensitivity and low susceptibility to variables related to the operator has led to questions about the validity of these methods (Meredith

1998). One of the methods used in this study was the insertion torque, an invasive method that is applicable in surgical moment and is not in the follow-up (Friberg et al. 1999); it is a mechanical parameter influenced by the surgical technique, implant geometry and quality of regional bone. Another method used was the resonance frequency analysis that is a objective and noninvasive and easy-to-perform technique for measuring primary implant stability (Nedir et al. 2004, da Cunha et al. 2004), to monitor the healing period (Meredith et al. 1997b, Bischof et al. 2004, Boronat-López et al. 2008) and in the periodic controls after the implant-supported prostheses installation (Balleri et al. 2002, Yamaguchi et al. 2008).

In attempt to eliminate the possible factors that could modify the insertion torque and the resonance frequency analysis, we standardized the surgical technique, length and diameter of implants. Despite the difficulty in standardizing the bovine bone blocks due to their macrostructure they were cut so as to leave the samples the most homogeneous as possible in relation to cortical and trabecular bone thickness**.**

During use of the Osstell, the implant and the transducer were connected to each other with screw resulting in a one piece element that received the vibration and transmitted this to the lower region that is fixed in the material (bovine bone and rigid polyurethane). According to Meredith et al. (1997a), the resonance frequency is related to the height of the implant not surrounded by bone (height of the abutment + exposed implant). This explains the lower ISQs in the G4 and G5 when compared to other groups and the G5, with 10 mm of exposed implant, showed the lowest ISQ value. Unlike the bovine bone blocks, the G4 and G5 in rigid PU showed no statistically significant difference between them probably due to homogeneity of this material (table 1).

The simulated situation in the G4 and G5 can be compared to physiologic peri-implant bone loss, peri-implantitis, lack of thick bone in the crestal followed by resorption in the healing period or after oclusal load. In these cases the ISQs may be lower because the cortical bone is compromised (Lachmann et al. 2006, Tözüm et al. 2008).

According to Meredith (1998), macrogeometry and implant design could influence its stability, however, several studies showed that implants with different lengths and diameters obtained a similar primary stability (O'sullivan et al. 2000, Rasmusson et al. 2001, Bischof et al. 2004). Probably, the measured resonance frequency is more influenced

by the bone quality than by the very local interaction between the implant and the contacting bone. However, only a few studies have attempted to correlate the primary implant stability produced by means of this method and architecture bone (Meredith et al. 1997b; Nkenke et al. 2003; Akça et al. 2006; Scarano et al. 2006; Ito et al. 2008).

The physical properties of bone differed significantly between jawbone and even regions of the jawbone. The mandibular bone showed better physical properties than those of maxillary bone (Seong et al. 2009). Rozé et al. (2009) evaluated the correlation between bone microstructure, as analyzed by micro-computed tomography, and implant stability, as measured by resonance frequency analysis. Similarly to other studies (Nkenke et al. 2003, Miyamoto et al. 2005), revealed the importance of cortical bone thickness on the implants stability, but found no correlation between ISQ values and structure of trabecular bone.

These results can explain some studies (Balleri et al. 2002, Bischof et al. 2004, Zix et al. 2008, Seong et al. 2009) that demonstrated the higher implant stability in mandibular than in maxillary bone . So, the lower implant stability could be one of the factors explaining the high failure rate in the maxilla (Jemt & Lekholm 1995; Esposito et al. 1998).

In the G1, G2 and G3 the implants were inserted within de bovine block and rigid PU up to material level so that the exposed area was the middle and apical third and then these implants could simulate different length – 5, 10 and 15 mm, respectively. The results demonstrated no statistically significant difference between them for both materials (table 1) and concluded that length did not have a great influence in the ISQ value. So, the cervical third is the mainly factor that influences the implant stability and thus the resonance frequency analysis**.**

Similar results were published by Ito et al. (2008) that placed the implant in a small plastic box vertically and fixed the implant in the box with small screws at different height positions. The Osstell was used to measured implant stability with or without loosening the screws and when loosening the screws at the neck of the implant remarkably decreased the resonance frequency compared to loosening the other screws, this result demonstrated that neck region of the implant was crucial for high resonance frequency.

G1, G2 and G3 in bovine blocks showed higher ISQ values than the same groups in rigid PU blocks but no statistically significant difference was present (table 1). The composition of the rigid PU block is homogeneous and then there is not influence of a rigid

part such as the cortical bone. Probably the resonance frequency analysis is more sensitive to detect problems in the cervical region.

According to Osstell measures stiffness, which is a combination of bone implant contact and bone density around the implant (Sennerby & Meredith 2008). Nkenke et al (2003) reported that there was a correlation between frequency resonance analysis and histological implant–bone contact at the restricted cortical area. Although the correlation coefficient values have increased in the analysis at the cervical region, Ito et al. (2008) demonstrated there was no statistical correlation between bone–implant contact and resonance frequency. It could be explained because histological analysis does not indicate the mechanical strength of bone-implant interface but only the bone- implant contact.

The design of bovine and rigid PU blocks and the distribution of implants into these probably influence the results and generated statistically significant difference between the middle and cervical third presented by Osseocare (tables 2, 3 and 4). The values of implant insertion torque in G1, G2 and G3 in both materials showed no correlation with ISQ values (table 5) in agreement with the results of other studies (Nkenke et al. 2003; da Cunha et al. 2004). These methods are measured differently because the implant surface contacts and presses in the process of insertion, mainly affecting insertion torque (Friberg et al. 1999). And the resonance frequency analysis measures the stiffness in bending of the overall bone–implant complex rather than the local stiffness at the bone–implant interface, indicating that bone quality seems to be a predominant factor in this analysis (Bischof et al. 2004).

Some factors may interfere in the ISQ values such as height of abutment, distance between transducer and the first bone-implant contact, transducer orientation. But Zix et al. (2005) demonstrated that ISQ values were approximately between 40 and 70 following the normal distribution from the Gaussian curve. In this way**,** the resonance frequency analysis is a reproducibility test and Nedir et al. (2004) found a sensitivity of 100% and a specificity of 97%.

The Osstell showed more sensitive in detecting alterations in the cervical region of the bone-implant complex, in spite of the fact that it may not be a useful method to detect problems in the apical region. For example, periapical lesion in one natural tooth extending to an adjacent implant (Tözüm et al. 2006) or bone resorption after sinus graft and

immediate implant (Thor et al. 2007). Therefore, the ISQ values and its changes must be carefully analyzed and added to other clinic parameters before any diagnostic.

The present study considered no correlation between implant insertion torque and resonance frequency analysis but both can help gather data and then to make decision on an appropriate treatment.

## REFERENCES


Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P.-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International Journal of Oral Surgery **10**: 387–416.

Akça, K., Akkocaoğlu, M., Cömert, A., Tekdemir, I. & Cehreli, M.C. (2005) Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. Clinical Oral Implants Research **16**(6):715-22.

Akça, K., Chang, T. L., Tekdemir, I. & Fanuscu, M. I. (2006) Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. Clinical Oral Implants Research **17**: 465–472.

Albrektsson, T., Branemark, P.-I., Hansson, H. A. & Lindström, J. (1981) Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. Acta Orthopaedica Scandinavica **52**: 155–170.

Aparacio, C., Lang, N. P. & Rangert, B. (2005) Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/ bone interface. Clinical Oral Implants Research **17** (suppl 2): 2-7.

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

Bischof, M., Nedir, R., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.-P. & Samson, J. (2004) Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLA ITI implants. Clinical Oral Implants Research **15**, 529–539.

Boronat-López, A., Balaguer-Martínez, J., Lamas-Pelayo, J., Carrillo García, C. & Peñarrocha Diago, M. (2008) Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. Medicina Oral Patolgía Oral Cirurgía Bucal **13**(4):E244-7.

Branemark, P.-I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O. & Öhman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery **16**: 1–132.

Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard J-P, Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., Belser, U. C. & Lang N. P. (1997) 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 Research **8**:161-172.

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 time on ITI implants with a sandblasted and etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. Clin Oral Implants Research **13**: 144-153.

da Cunha, H. A., Francischone, E. C. & Filho, H. N. (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. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **19**: 578–585.

Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U. & Thomsen, P. (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. European Journal of Oral Sciences **106**: 527–551.

Esposito, M., Worthington, H. V. & Coulthard, P. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading implants. Cochrane Database Systematic Review **1**: 2009 CD003878.

Friberg, B., Sennerby, L., Merdith, N. & Lekholm, U. (1999) A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **28**: 297–303.

Glauser, R., Ree, A., Lundgren, A., Gottlow, J., Hämmerle, C. H. & Schärer, P. (2001) Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. Clinical Implant Dentistrsy and Related Research **3**: 204–213.

Ito, Y., Sato, D., Yoneda, S., Ito, D., Kondo, H. & Kasugai S. (2008) Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. Clinical Oral Implants Research **19**: 9–14.

Jemt, T. & Lekholm, U. (1995) Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **10**: 303–311.

Johansson, P. & Strid, K. G. (1994) Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **9**:279-288.

Lachmann, S., Laval, J. Y., Jäger, B., Axmann, D., Gomez- Roman, G., Groten, M., Weber, H. (2006) Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: periimplant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. Clinical Oral Implants Research **17**: 80–84.

Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celletti, R. & Lazzara, R. (2001) Optimal implant stabilization in low dentistry bone. Clinical Oral Implants Research **12**: 423–432.

Meredith, N., Alleyne, D., Cawley, P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clinical Oral Implants Research **7**: 261-267.

Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T. & Sennerby, L. (1997a) RF Measurements of implant stability in vivo. A cross sectional and longitudinal study of R.F.M. on implants in edentulous and partially dentate maxilla. Clinical Oral Implants Research **8**: 226–233.

Meredith, N., Shagaldi, F., Alleyne, D., Sennerby, L. & Cawley, P. (1997b) The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. Clinical Oral Implants Research **8**: 234–243.

Meredith, N. (1998) Assessment of implant stability as a prognostic determinant. International Journal of Prosthodontics **11**: 491-501.

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

Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.-P. & Samson, J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance-frequency analysis

study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. Clinical Oral Implants Research **15**: 520–528.

Nkenke, E., Michael, H., Konstanze, W., Martin, R., Friedrich, W. & Klaus, E. (2003) Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. Clinical Oral Implants Research **14**: 601–609.

Noguerol B, Muñoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of periotests: retrospective study of a large sample. Clin. Oral Impl. Res. 17, 2006; 459–464

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. & Merdith, N. (2004) Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clinical Oral Implants Research **15**: 474–480.

Olive, J., Aparicio, C. (1990) Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. International Journal of Oral Maxillofacial Implants **5**:390-400.

Rasmusson, L., Kahnberg, K. E. & Tan, A. (2001) Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. Clinical Implant Dentistry and Related Research **3**: 2–8.

Rozé, J., Babu, S., Saffarzadeh, A., Gayet-Delacroix, M., Hoornaert, A. & Layrolle, P. (2009) Correlating implant stability to bone structure. Clinical Oral Implants Research **10** *in press.*

Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000 **47**:51-66.

Shalabi, M. M., Wolke, J. G., Jansen, J. A. (2006) The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. Clinical Oral Implants Research **17**(2):172-8.

Scarano, A., Degidi, M., Iezzi, G., Petrone, G., Piattelli, A. (2006) Correlation Between Implant Stability Quotient and Bone-Implant Contact: A Retrospective Histological and Histomorphometrical Study of Seven Titanium Implants Retrieved from Humans Clinical Implant Dentistry and Related Research **8** (4):218-222.

Seong, W. J., Kim, U. K., Swift, J. Q., Hodges, J. S., Ko, C. C. (2009) Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. Journal of Prosthetic Dentistry **101**:306-318.

Song, Y. D., Jun, S. H., Kwon, J. J. (2009) Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. Int J Oral Maxillofac Implants **24**(1):59-64.

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. Clinical Oral Implants Research **13**: 252–259.

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.

Thor, A., Sennerby, L., Hirsch, J.M., Rasmusson L. (2007) Bone formation at the maxillary sinus floor following simultaneous elevation of the mucosal lining and implant installation without graft material: an evaluation of 20 patients treated with 44 Astra Tech implants. Journal of Oral Maxillofacial Surgery **65** (7 Suppl 1):64-72.

Tözüm, T.F., Sençimen, M., Ortakoğlu, K., Ozdemir, A., Aydin, O.C., Keleş, M. (2006) Diagnosis and treatment of a large periapical implant lesion associated with adjacent natural tooth: a case report. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiologic Endodontics. **101**(6):e132-8.

Turkyilmaz, I. (2006) A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. Journal of Oral Rehabilitation **33**(10):754-9.

Veltri, M., Balleri, P. & Ferrari, M. (2007) Influence of Transducer Orientation on Osstell™ Stability Measurements of Osseointegrated Implants. Clinical Implant Dentistry and Related Research **9** (1) 60-64.

Wikler, S. Morris, H. F. Spray, J. R. (2001) Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. Journal of Oral Implantology **27**: 198-203.

Yamaguchi, M., Xu, H., Shimizu, Y., Hatano, N., Ooya, K. (2008) Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible. Quintessence International **39**(3): 121-5.

Zix J., Kessler-Liechti G. & Mericske-Stern R. (2005) Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **20**:747-52.

Zix, J., Hug, S., Kessier-Liechti, G., & Mericske-Stern, R. (2008) Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment: Comparison of Both Techniques in a Clinical Trial. Internationl Journal of Oral Maxillofacial & Implants **23**: 525-530.

**FIGURES**

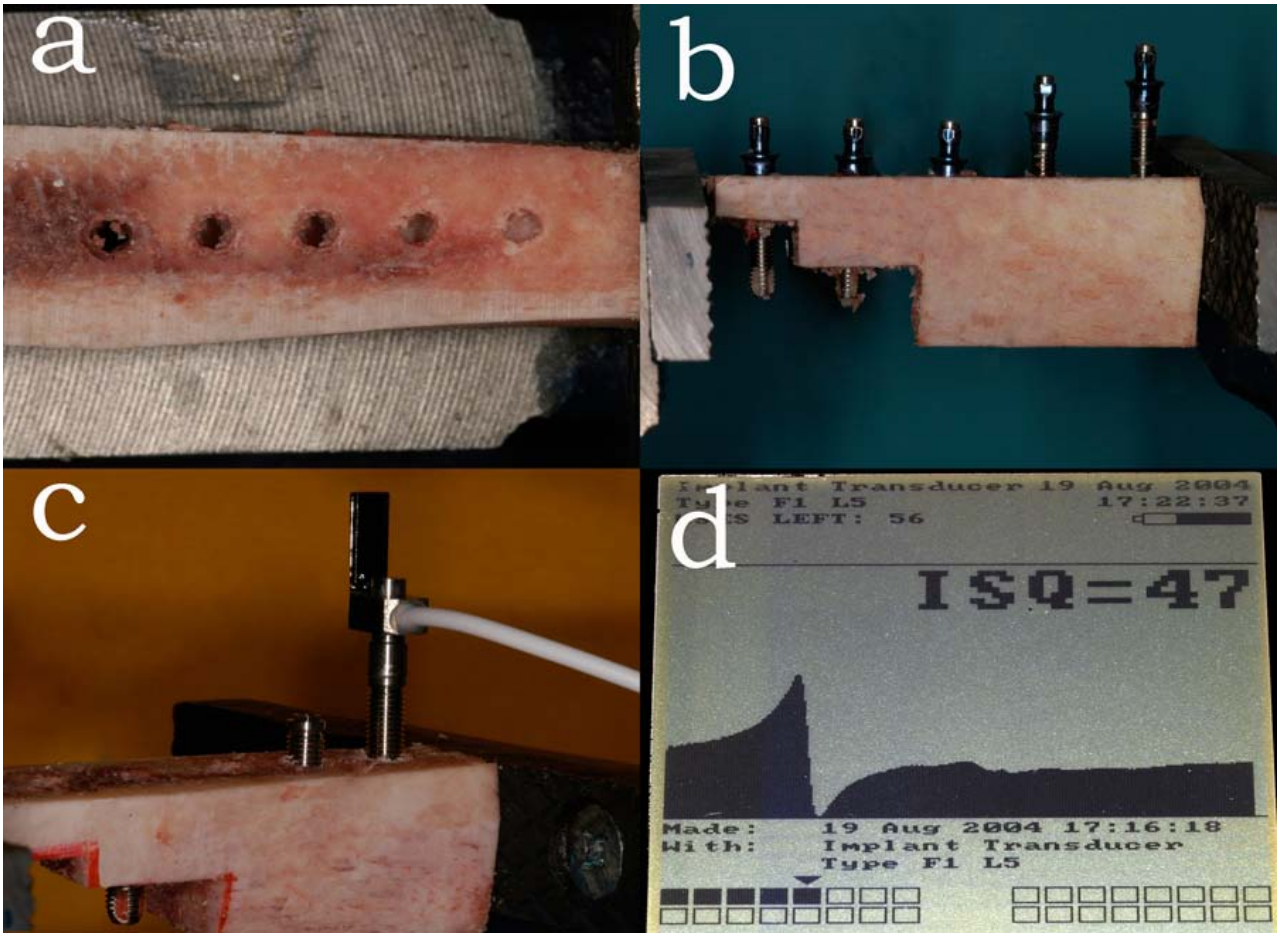


**Figure 1 – Distance between site preparation (a); distribution of the 5 groups within de bovine bone block (b); transducer connected to implant to resonance frequency analysis (c); ISQ value (d).**

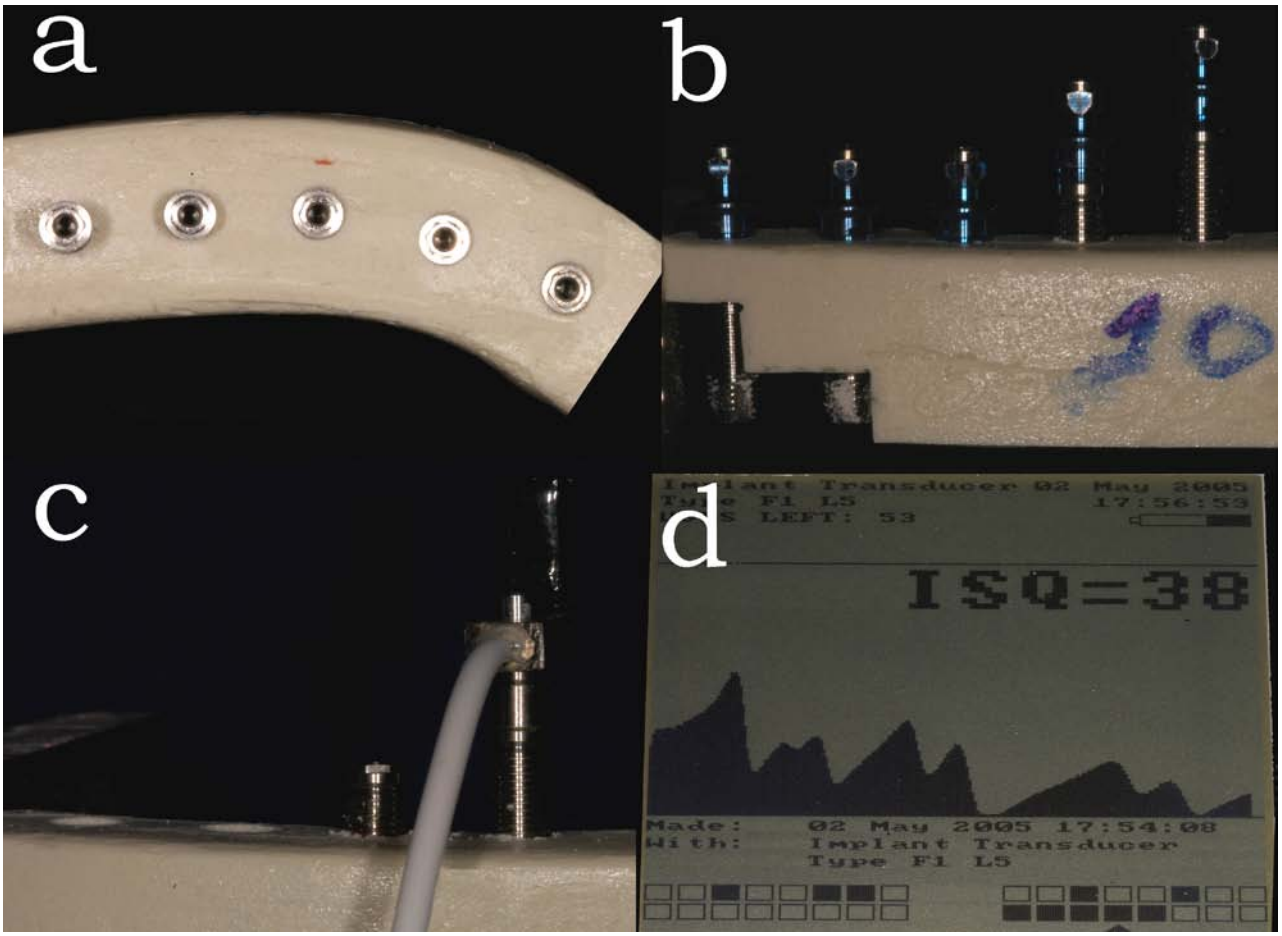


**Figure 2 – Distance between implants (a); distribution of the 5 groups within de rigid PU block (b); transducer connected to implant to resonance frequency analysis (c); ISQ value (d).**

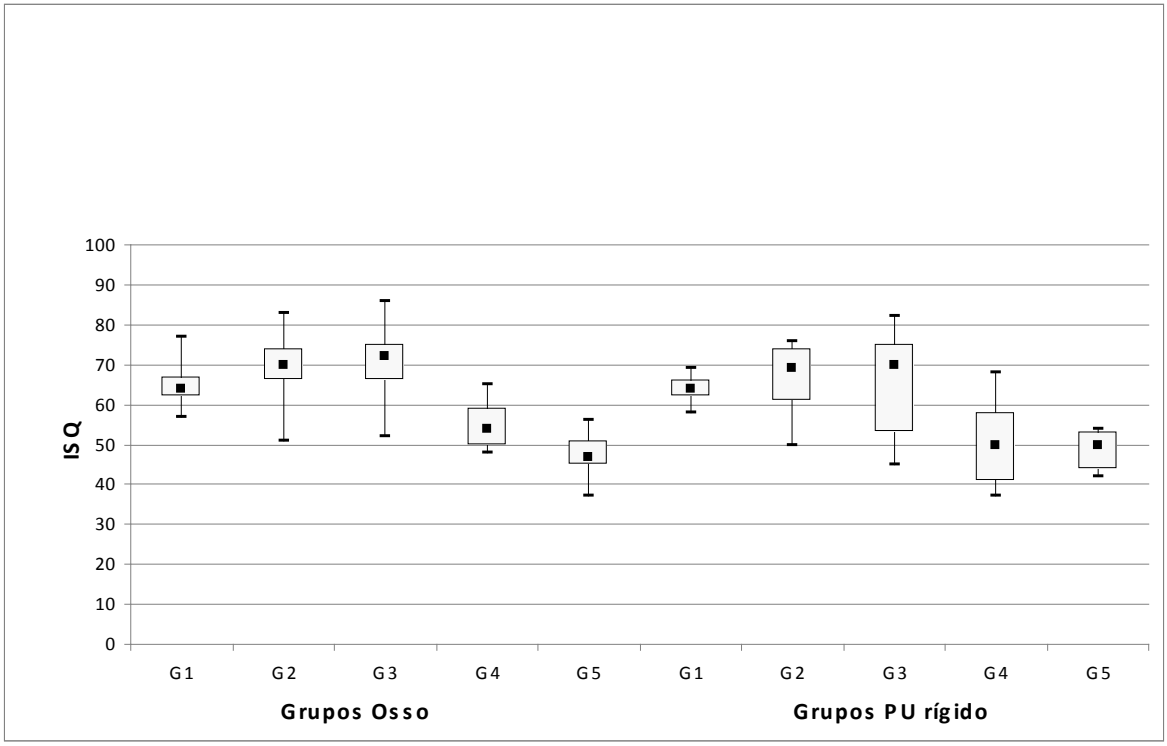


**Figure 3 – Boxplot of ISQ values as a function of 5 groups.**

**TABLES**

| | ISQ (Bovine bone) | ISQ (rigid PU) | p-value |
|---|---|---|---|
| G1 | 65,07* | 64,08* | 0,597 |
| G2 | 70,23* | 66,07* | 0,310 |
| G3 | 71,15* | 65,00* | 0,161 |
| G4 | 55,23** | 51,62** | 0,315 |
| G5 | 46,62*** | 49,08** | 0,212 |

**Table 1 – Mean ISQ values and statistically significant difference between groups in each material and the comparison between materials (p-value).**

| | Mean insertion torque |
|---|---|
| G1 | 4,92* |
| G2 | 7,69** |
| G3 | 8,61** |

**Table 2 – Insertion torque values in rigid PU blocks and statistically significant difference between groups in the middle third.**

| Comparison | Diff of Ranks | p | q | P<0.05 |
|---|---|---|---|---|
| G3 x G1 | 172.500 | 3 | 4.196 | Signif |
| G3 x G2 | 93.000 | 2 | 3.372 | Signif |
| G2 x G1 | 79.500 | 2 | 2.883 | Signif |

**Table 3 – Insertion torque values in bovine bone blocks and statistically significant difference between groups in the cervical third.**

| Comparison | Diff of Ranks | p | q | P<0.05 |
|---|---|---|---|---|
| G3 x G1 | 289.000 | 3 | 7.030 | Signif |
| G3 x G2 | 114.500 | 2 | 4.152 | Signif |
| G2 x G1 | 174.500 | 2 | 6.328 | Signif |

**Table 4 – Insertion torque values in rigid PU blocks and statistically significant difference between groups in the cervical third.**

| | Osstell (Bovine bone) | Osstell (Rigid PU) |
|---|---|---|
| OC 1/3 | 0,1695 | 0,1656 |
| | p=0,177 | p=0,188 |
| OC 2/3 | 0,2004 | 0,068 |
| | p=0,109 | p=0,590 |
| OC 3/3 | 0,2263 | -0,0183 |
| | p=0,070 | p=0,885 |

**Table 5 – Correlation between Osstell and Osseocare (OC) in bovine bone and rigid PU blocks.**

# Livros Grátis

( http://www.livrosgratis.com.br )

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo