

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA

Luiz Gustavo Porto Barbosa

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E SUPERFÍCIE DE
IMPLANTES ODONTOLÓGICOS NO TORQUE DE
INSERÇÃO E NA ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE
RESSONÂNCIA, ESTUDO IN VITRO.**

**Rio de Janeiro
2008**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Luiz Gustavo Porto Barbosa

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E SUPERFÍCIE DE
IMPLANTES ODONTOLÓGICOS NO TORQUE DE
INSERÇÃO E NA ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE
RESSONÂNCIA, ESTUDO IN VITRO.**

**Dissertação apresentada ao curso de
mestrado da Universidade Veiga de Almeida
como parte dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre em Odontologia. Área de
concentração: Reabilitação Oral.**

Orientador: Prof. João Galan Júnior

Co-orientador: Prof. José Henrique Cavalcanti Lima

**Rio de Janeiro
2008**

Luiz Gustavo Porto Barbosa

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E SUPERFÍCIE DE
IMPLANTES ODONTOLÓGICOS NO TORQUE DE
INSERÇÃO E NA ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE
RESSONÂNCIA, ESTUDO IN VITRO.**

**Dissertação apresentada ao curso de
mestrado da Universidade Veiga de Almeida
como parte dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre em Odontologia. Área de
concentração: Reabilitação Oral.**

Aprovada em:30 de Outubro de 2007

Banca Examinadora

Prof. Alex Balduino de Souza - Doutor
Universidade Veiga de Almeida - UVA

Prof. Eduardo Veras Lourenço - Doutor
Universidade Veiga de Almeida - UVA

Prof. Carlos Marcelo Figueredo- Doutor
Universidade Estadual do Rio de Janeiro – UERJ

**Dedico este trabalho a minha família, pelo
carinho, compreensão e auxílio nos
momentos difíceis.**

Aos professores que colaboraram com esta pesquisa e pelas sugestões apresentadas.

Ao professor José Henrique Cavalcanti Lima pela paciência e versatilidade.

A Mychelle Vianna pelo conhecimento e dedicação para a execução deste trabalho.

Ao Instituto Militar de Engenharia (IME), onde foi realizado o experimento.

A empresa Conexão sistemas de Prótese Ltda. (São Paulo-SP).

RESUMO

O estudo buscou analisar os efeitos do comprimento e superfícies de implantes dentários na estabilidade primária, importante fator para a técnica de carregamento imediato.

20 implantes (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, SP) instalados em corpos de prova cilíndricos de polietileno de alta densidade, foram analisados, todos com plataforma protética medindo 4,1mm de diâmetro, divididos em quatro grupos de cinco amostras: grupo U1 - 3,75x8,5mm com superfície usinada, grupo A1 - 3,75x8,5mm com tratamento ácido de superfície, grupo U2 - 3,75x13mm com superfície usinada, Grupo A2 - 3,75x13mm com tratamento ácido de superfície. Os valores do torque de inserção foram determinados com auxílio do torquímetro digital da marca Lutron modelo TQ 8800 (China) e o analisador de frequência de ressonância *Osstell Mentor (Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia)* mediu o coeficiente de estabilidade dos implantes (CEI) em uma escala variável de 1 a 100. Os resultados encontrados foram estatisticamente analisados pelo teste de Wilcoxon e mostraram que implantes de maior comprimento apresentam maior torque de inserção e maior estabilidade primária e implantes com tratamento ácido apresentam maior torque de inserção e estabilidade primária.

Palavras-chave: implantes dentários, torque de inserção, carga imediata, frequência de ressonância, estabilidade.

ABSTRACT

The aim of the study was evaluate the effects of implant length and surface roughness in insertion torque and in primary stability, an important parameter to apply the immediate load technique.

20 titanium commercial implants which design were cylindrical with two different lengths and two different surfaces, machined and acid etched, divided in four groups were inserted in cylindrical polyethylene. The polymer cylinder was adapted in a digital torquimeter. The implants were inserted with an implant electrical motor, the protocols sequences of drills was used to do the wholes, and the implants were inserted into the cylinder with rotation of 20 rpm. The preparation of the wholes was the same in all groups. The final torque of installation was determined with the torquimeter and primary stability was determined by resonance frequency with the Osstell Mentor. The results were statistical analyzed by Wilcoxon test and showed that the. Implant lengths and acid etched surfaces demonstrated higher values of torque and primary stability.

Key words - dental implants, insertion torque, immediate load, resonance frequency, stability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIG.1 Corpos de prova em polietileno de alta densidade
- FIG. 2 Seqüência de fresas utilizadas
- FIG. 3 Motor utilizado para fresagem e instalação dos implantes
- FIG. 4 Contra-ângulos utilizados para fresagem e instalação dos implantes
- FIG. 5 Implantes representantes dos quatro grupos estudados
- FIG. 6 Torquímetro digital utilizado nas medições de torque
- FIG. 7 Analisador de freqüência de ressonância (Osstell Mentor)
- FIG. 8 Vista frontal do mandril de fixação dos corpos de prova
- FIG. 9 Corpo de prova posicionado no mandril do torquímetro
- FIG 10 Vista do implante instalado no corpo de prova
- FIG 11 Transdutor utilizado para analisar a freqüência de ressonância (*Smartpeg*)
- FIG 12 Sonda de medição (Osstell Mentor) e transdutor instalado no implante
- FIG 13 Desenho esquemático da análise de freqüência de ressonância
- FIG 14 Carregador de borracha para a instalação do transdutor

LISTA DE SIGLAS

AFR	Análise por Freqüência de Ressonância
CEI	Coefficiente de Estabilidade do Implante
CI	Carregamento Imediato
FR	Freqüência de Ressonância
ISQ	Implant Stability Quocient
SLA	Sandblasted with large grit and acid etched
VPT	Valores do Periotest
ITI	International Team of Implantology
Ncm	Newton x centímetro
HA	Hidroxiapatita

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE SIGLAS

- 1 INTRODUÇÃO**, p.11
- 2 REVISÃO DA LITERATURA**, p.15
 - 2.1 CARGA IMEDIATA, p.15
 - 2.2 ESTABILIDADE PRIMÁRIA E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA, p.23
- 3 OBJETIVOS**, p.33
 - 3.1 OBJETIVO GERAL, p.33
 - 3.2 OBJETIVO ESPECÍFICO, p. 33
- 4 HIPÓTESES**, p.34
- 5 MATERIAIS E MÉTODOS**, p. 35
 - 5.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS, p. 35
 - 5.1.1 CORPOS DE PROVA, p.35
 - 5.1.2 FRESAS, p. 36
 - 5.1.3 SISTEMA DE FRESAGEM E INSTALAÇÃO, p. 37
 - 5.1.4 IMPLANTES, p.38
 - 5.1.5 TORQUÍMETRO DIGITAL, p. 39
 - 5.1.6 OSSTELL MENTOR, p. 40
 - 5.2 METODOLOGIA, p. 41
- 6 RESULTADOS**, p. 48
 - 6.1 RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORQUE DE INSERÇÃO E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA, p. 48
 - 6.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA, p. 50
- 7 DISCUSSÃO**, p. 52
- 8 CONCLUSÕES**, p. 55
- 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**, p. 56

1 INTRODUÇÃO

A idéia da substituição de dentes perdidos por fixações capazes de suportar próteses que restabelecessem a função mastigatória e estética vem do passado. A descoberta de novos materiais capazes de conviver intimamente com os tecidos bucais se mantendo estáveis e duradouros, tem acompanhado a história da odontologia ao longo dos anos. A instalação clínica de implantes dentários tem crescido com a modernização de equipamentos e ferramentas que cada vez mais aumentam a previsibilidade dos tratamentos de pacientes edêntulos, totais ou parciais reabilitados com próteses sobre implantes dentários. Os longos períodos de espera propostos pelos protocolos convencionais (cirurgia de 2º estágio, três ou seis meses após a instalação dos implantes), vêm cada vez mais estimulando profissionais adequarem novas técnicas cirúrgicas e protéticas para suprir exigências, ansiedade e expectativas dos pacientes candidatos a implantes dentários.

A realidade da carga imediata ou precoce, motiva o presente estudo que se propõe a avaliar o comportamento de implantes dentários, através de seus torques de inserção e por um método não invasivo disponível comercialmente a análise de frequência de ressonância (AFR), capaz de quantificar a estabilidade dos implantes, fatores relacionados com o carregamento imediato dos mesmos.

O método de análise de frequência de ressonância utilizado neste estudo é

relativamente recente, estudado por vários pesquisadores de diferentes nacionalidades nos últimos 10 anos, na intenção de ser incorporado ao uso clínico com confiável desempenho como aliado dentre outras ferramentas diagnósticas contribuindo com a previsibilidade dos tratamentos com implantes dentários.

Vários fatores são citados na literatura como pré requisitos para aplicação de carga imediata, são eles: seleção do paciente, tipo e qualidade óssea, comprimento dos implantes, micro e macro estrutura dos implantes, modificações na técnica cirúrgica visando aumento da estabilidade primária, controle de forças oclusais, desenho das próteses. Muitos autores têm relatado sucesso com a carga imediata, porém não existe até agora um protocolo de procedimentos bem definidos para este tipo de tratamento. Os autores muitas vezes se baseiam em arquivos retrospectivos e casos sem controle adequado dificultando a reprodutibilidade da técnica de carga imediata.

A busca de métodos que possam contribuir para um diagnóstico confiável nas indicações de carga imediata estimula este estudo que tem a proposta de interpretar a resposta dos equipamentos estudados em instalações de implantes dentários in vitro e discutir seus resultados. Muitas dúvidas sobre a confiabilidade desses métodos até hoje disponíveis são amplamente discutidas pelos pesquisadores. O que realmente determina a indicação de carregamento imediato sobre implantes após instalação ainda não está muito claro na literatura e é unanimidade entre os autores o aspecto multifatorial para o prognóstico bem sucedido da carga imediata.

Diversos materiais foram utilizados para substituição de elementos dentários perdidos, dentre eles estavam o marfim, dentes de animais, pinos dos mais variados metais, madeira e outros. A implantodontia atual teve como fase pregressa os implantes laminados, agulhados e subperiostais. Porém essas técnicas

apresentavam taxas altas de insucesso com reação de corpo estranho, encapsulamento fibroso, infecção e perda óssea na região implantada. A busca de soluções para sanar os problemas existentes levou a utilização de implantes fabricados em titânio, metal que possui propriedades de biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, baixo módulo de elasticidade, permitindo a osseointegração.

A osseointegração foi definida por Brånemark (1983) como o íntimo contato da superfície de titânio e o osso sem a presença de tecido fibroso nessa interface. Essa descoberta elevou consideravelmente as taxas de sucesso nas reabilitações com implantes dentários aumentando a previsibilidade dos mesmos. A aceleração da osseointegração é um desafio constante para a comunidade científica, empresas, e profissionais levando a alterações na forma, tipo, superfícies e técnicas cirúrgicas. O tratamento inadequado da superfície dos implantes dentários, bem como o processo de usinagem, pode aumentar as taxas de insucesso da osseointegração. A busca de uma superfície ideal que diminua o tempo de osseointegração e o número de intervenções cirúrgicas, otimizando o tratamento, continua por parte dos profissionais envolvidos com o assunto.

A influência do tratamento da superfície dos implantes na estabilidade primária não está bem estabelecida, estimulando a observação de sua influência no presente estudo.

Imobilidade clínica, capacidade em absorver e transferir carga para o osso adjacente, ausência de sintomas clínicos, ausência de danos às estruturas vizinhas, radiolucidez peri-implantar estável e perda mínima da altura da crista óssea são critérios de sucesso para implantes odontológicos Smith, Zarb(1989).

A classificação de densidade óssea mais aceita atualmente foi proposta por Misch(1998) com base nas seguintes características ósseas: D1- cortical óssea

densa; D2- cortical densa e trabeculado espesso; D3- cortical óssea e trabeculado finos; D4- trabeculado fino; D5- osso imaturo ou não mineralizado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CARGA IMEDIATA

O uso de implantes dentários se tornou um sucesso com a descoberta das propriedades do titânio por *Brånemark* na década de 60 na Suécia. O protocolo original com a cirurgia em dois estágios foram propostos por *Adel et al.* (1981) que previa períodos de cicatrização de três a quatro meses para a mandíbula, e cinco a seis meses para a maxila antes do carregamento dos implantes.

Szmukler-Moncler et al. (1998) analisaram em seu estudo o carregamento de implantes dentários durante o período de cicatrização. A micromovimentação na interface osso-implante pode alterar a reação celular com desprendimento das mesmas do material, ou pode levar a deformação dos osteoblastos fixados na superfície por tensão. No estudo os autores observaram que a carga imediata por si só não é uma contra indicação para que se obtenha uma osseointegração bem sucedida. A micromovimentação excessiva na interface osso implante mostra a formação de encapsulamento fibroso com ausência de osseointegração. Os autores sugeriram que os valores de micromovimentação tolerados deveriam estar entre 50 e 150 micrômetros.

Gapsky et al. (2003), em revisão da literatura retrospectiva de vinte anos, sugeriram que fatores como localização anatômica, desenhos de implantes e as normas protéticas, são determinantes para aplicação da técnica de carga imediata

com êxito nesse procedimento.

D Chauhsu *et al.* (2001) concluíram em estudo clínico ser possível em áreas cicatrizadas o carregamento de implantes unitários em um só estágio. Encontrou risco de aproximadamente 20% de falhas quando os implantes foram instalados em alvéolos frescos. Todos os implantes estudados possuíam cobertura de hidroxiapatita (HA) controlados até dois anos.

Pierresnard *et al.* (2002) reforçaram a hipótese da influência da geometria dos implantes nos procedimentos de carga imediata, ligado a estabilidade inicial dos dois desenhos de implantes estudados. Aplicou a análise de elementos finitos para estabelecer os níveis de tensão aplicados sobre os implantes estudados.

Proussaefs P *et al.* (2002) estudaram os efeitos da carga imediata em implantes com cobertura de hidroxiapatita em região de pré-molares sugerindo êxito nas cargas imediatas de coroas unitárias na região estudada.

Cannizarro;Leone (2003) compararam carga imediata e tardia em implantes dentários microtexturizados instalados em pacientes parcialmente edêntulos, não encontrando diferenças significativas entre os grupos estudados.

Nikellis; Levi; Nicolopoulous (2004) acompanharam a evolução de 190 implantes instalados em 40 pacientes e acompanhados por dois anos e sugere edêntulos totais ou parciais, podem receber carga sobre os implantes após instalação dos mesmos, desde que a estabilidade inicial esteja adequada. Essa alternativa terapêutica não afeta a sobrevida dos implantes na população estudada e acompanhada por dois anos.

Chiapasco (2004) fez estudo retrospectivo em pacientes totalmente edêntulos chegando aos seguintes aspectos: a maiorias dos artigos indicam boa qualidade óssea; estabilidade primária dos implantes e esplintagem dos mesmos, como fatores

recomendados para carga imediata e precoce. Sugere a inclusão do torque de inserção, análise de frequência de ressonância e valores de *Periotest* (Siemens, Alemanha) como parâmetros da técnica de carga imediata. Por outro lado um grande número de autores sugere a instalação de um maior número de implantes na maxila edêntula do que na mandíbula nas aplicações de carga imediata

Ganeles; Wismeijer (2004) em seu trabalho concluíram que a maioria das publicações mostra a sobrevida de implantes carregados imediatamente comparados aos instalados de maneira convencional.

Abboud; *et al.* (2005) estudaram implantes unitários em região posterior de maxila e mandíbula, submetidos à carga imediata para avaliar a resposta desses carregamentos. Coroas provisórias foram instaladas imediatamente após instalação de implante com mínimos contatos em máxima intercuspidação.

Apesar de investigação limitada para esse estudo, carga imediata para implantes sem esplintagem em região posterior se mostrou satisfatória se seguidos conceitos protéticos apropriados para o caso.

Degidi; Piattelli (2005) compararam 3 grupos de pacientes que receberam um total de 702 implantes (*Xive, Dentsply / Friadent*). Foram analisados implantes que receberam carga imediata funcional, carga imediata não funcional e grupo de controle com carregamento tardio convencional. Os dois tipos de carregamentos de implantes se apresentaram satisfatórios para a sobrevida dos implantes em casos selecionados.

Quinlan *et al.* (2005) estudaram em cães os efeitos de carga imediata e precoce utilizando implantes de superfície SLA (*Sandblasted, Large-grit, Acid-etched*), unitários carregados em períodos de dois dias a três meses. No fim do estudo todos os implantes se apresentaram integrados mostrando que é possível

carregar imediatamente ou precocemente os implantes estudados sem alteração no processo de osseointegração.

Lee (2005) avaliou em revisão de literatura o efeito do tamanho e forma no sucesso de implantes dentários. A variedade de técnicas e modificações de desenhos de implantes tem sido propostos para otimizar a estabilização primária em osso trabeculado com baixa densidade. Implantes com maior diâmetro induzem maior estabilidade inicial no momento da instalação em regiões de menor densidade óssea. Implantes cônicos parecem apresentar maior dissipação de tensão que implantes cilíndricos. Implantes com comprimento menor que 7 mm apresentam em estudos longitudinais maiores taxas de falhas e que na comparação do efeito do tamanho e forma do implante, a forma tem mais influência na distribuição de tensão no osso circundante que o tamanho do implante. O comprimento do implante é considerado como a distância da plataforma até o ápice do implante.

Horiuchi; *et al.* (2000) estudou carga imediata aplicadas a implantes Brånemark system, instalados em pacientes edêntulos que receberam próteses provisórias de resina acrílica com subestrutura em cromo-cobalto para aumentar a rigidez. Conclui que os implantes carregados imediatamente não devem ter comprimento < 8,5 mm no caso de plataforma larga e 10 mm para implantes de plataforma regular. O torque de inserção parece ser determinante para o sucesso de carga imediata. O torque de inserção acima de 40 N.cm encoraja a carga logo após instalação. Sendo assim, torques menores do que 40 N.cm, implantes curtos ou associação de enxertos ósseos provavelmente devem ficar submersos durante o período de osseointegração de forma convencional.

Roynesdal; Amundrud; Hannæs (2001) publicaram estudo que avalia a carga imediata aplicada somente em dois implantes instalados entre os forames mentais e

carregados no máximo em três semanas. O estudo foi realizado em mandíbulas de 21 pacientes com idades entre 61 e 85 anos.

Um conector tipo bola foi rosqueado nos dois implantes e os pacientes receberam sobredentaduras imediatas. Dez pacientes receberam o mesmo tratamento após três meses de cicatrização. A sobrevida dos implantes dos dois grupos foi de 100% após 24 meses. Foram utilizados implantes *ITI (International Team of Implantology)* para o estudo com sucesso em todos os implantes apesar do pouco tempo de controle (dois anos) mencionado pelo autor, que sugere pelo menos um controle de mais de cinco anos para uma conclusão definitiva ser alcançada.

Cooper *et al.* (2002) estudaram a reabilitação imediata de mandíbulas após extração dos dentes remanescentes, instalação de implantes Astra Tech (cinco ou seis em cada mandíbula) com comprimentos de 11 ou 13 mm onde foram instaladas dentaduras retidas por parafusos. O resultado foi de 100% de sucesso entre os implantes estudados e essa terapia parece não apresentar riscos adicionais.

Meyer *et al.* (2003) estudaram em porcos os efeitos da carga imediata sobre o tecido ósseo para elucidar se havia alguma alteração no comportamento dos osteoblastos na superfície dos implantes submetidos à carga. Nenhuma alteração da biologia óssea normal foi detectada. O autor sugere novos estudos para quantificar a evolução da resposta óssea quando os implantes são carregados imediatamente.

Jaffin; Kumar; Berman (2004) estudaram carga imediata com instalação de implantes em maxila completamente edentula, com índice de sobrevivência de implantes de 93%.

Seis a oito implantes foram instalados na maxila (*ITI SLA*) e carregados imediatamente, a osseointegração ocorreu previsivelmente. Um minucioso planejamento e previsão na instalação dos implantes e próteses provisórias

calibradas são necessários para atingir esses resultados.

Jeong *et al.* (2003) utilizaram modelos em plásticos de diferentes módulos de elasticidade. Com a intenção de simular o osso cortical e trabeculado (região edêntula de segmento posterior de mandíbula). Tem objetivo de estudar as vantagens da estabilização bicortical de implantes dentários avaliando através de foto elasticidade as tensões dissipadas através dos modelos fotoelásticos. Utilizam em sua metodologia os sensores de deformação e conclui que o estudo não mostra claramente as vantagens da estabilização bicorticalizada de implantes dentários.

Cochran; Morton; Weber (2004) apresentaram em seu trabalho as propostas do grupo de consenso sobre a carga imediata. Este grupo é composto de profissionais que apresentam suas seqüências de procedimentos para carga imediata que são discutidos em conferências periódicas com objetivo de se traçar protocolos clínicos de aplicação de carga imediata sobre implantes dentários. A seguir, algumas definições modificadas pelo grupo consenso sobre carga imediata, carga precoce, carga convencional, carga tardia e restauração imediata.

- Restauração imediata: Restauração adaptada ao implante até 48 horas após sua instalação não oclui com dentes antagonistas. Essas 48 horas não estão baseadas em fortes evidências biológicas e sim em evidências clínicas para padronizar procedimentos cirúrgicos e protéticos.
- Carga imediata: Restauração, colocada em oclusão no máximo em 48 horas após instalação do implante dentário.
- Carga convencional: as próteses neste caso são instaladas sobre os implantes após período cicatricial, um segundo procedimento cirúrgico se faz necessário para após três a seis meses de cicatrização (Adel *et*

al. (1981)).

- Carga precoce: Restaurações instaladas em contato com os antagonistas no período compreendido após 48 horas da instalação dos implantes até três meses após a instalação.
- Carga tardia: se refere às próteses instaladas com segundo procedimento cirúrgico com mais de seis meses da data em que foram instalados os implantes.

A maioria desses termos foi definida na conferência de carga imediata e precoce, ocorrida na Espanha em maio de 2002. O grupo consenso concorda que pesquisas e experiências clínicas sobre a cicatrização dos tecidos peri-implantares podem levar a definições mais apropriadas para o assunto.

Morton; Jaffin; Weber (2004) publicaram trabalho que desenvolve protocolo e procedimentos clínicos para carregamentos não convencionais, baseados nas experiências e recomendações do grupo consenso.

Em sua revisão, fatores que influenciam o carregamento acelerado incluindo: qualidade e quantidade óssea, desenho dos implantes, desenho das próteses. O autor sugere baseado na literatura vigente o que se segue:

Considerações cirúrgicas:

- A seleção, posição e distribuição dos implantes devem ser geradas pelo plano restaurador.
- Avaliação diagnóstica, indicando que o plano protético e o cirúrgico são possíveis de serem realizados.
- Cuidados na distribuição dos implantes em arcos edêntulos projetando o recebimento de restauração imediata ou carga imediata ou precoce.
- É recomendado diminuir os riscos biomecânicos em pacientes que

exibem extensas áreas edêntulas. A redução de cantilevers usando número de implantes apropriados e otimização da distribuição dos mesmos são fatores que devem ser levados em consideração.

- A estabilidade clínica dos implantes deve ser conseguida, por isso a seleção de pacientes que possuam boa qualidade e quantidade óssea é recomendada bem como implantes de superfície rugosa e dimensões adequadas associada à técnica cirúrgica são importantes para a estabilidade primária alta.

Considerações Restauradoras:

- Estabelecer para o paciente sempre que possível as vantagens das próteses carregadas imediatamente.
- Ajustes oclusais devem ser observados e bem balanceados para manutenção do sucesso das restaurações. A esplintagem de implantes quando possível é recomendada.
- Próteses convencionais bem ajustadas e passivas são recomendadas para mapeamentos de esquemas oclusais bem como avaliação da satisfação do paciente deve ser avaliada antes das reabilitações aceleradas.
- Quando for possível, restaurações provisórias devem permanecer funcionando durante o período cicatricial, permitindo cicatrização adequada dos tecidos duros e moles em contato com implantes e próteses.
- Parâmetros claros são requeridos para auxiliar resultados dos tratamentos restauradores.

Casap *et al.* (2005) propuseram o uso de navegação computadorizada intra operativa para realizar procedimentos cirúrgicos sem retalho em mandíbulas edêntulas. Com essa técnica o autor pode ter antes da cirurgia um provisório para ser instalado imediatamente após instalação dos implantes. Essa técnica é pouco invasiva proporcionando menor desconforto para o paciente. A técnica é oriunda na neurocirurgia e proporciona ao cirurgião no momento da cirurgia, angular a broca de fresagem corretamente de acordo com as estruturas nobres encontradas nas regiões a serem operadas. O sistema usado foi o *Image Guided Implantology System Den X (Advanced Dental System, Moshav, Israel)*.

2.2 ESTABILIDADE PRIMÁRIA E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA.

São relativamente recentes para a ciência os estudos relativos a medições de estabilidade primária em implantes dentários.

Johansson e Strid (1994) descreveram um método que media a resistência de perfuração durante a instalação de implantes, mais tarde relacionada com qualidade óssea no trabalho de Friberg *et al.* (1999).

Johanson e Albrektson (1991) e Wernnemberg *et al.* (1995), utilizaram largamente o torque de remoção de um implante como forma de prever a estabilidade e osseointegração do mesmo. Entretanto algumas limitações clínicas existiam por se tratar de um método destrutivo. Utilizava-se torquímetro convencional ou motor com o qual a carga era aplicada eletronicamente.

Schulte *et al.* (1983), Trício *et al.* (1995) (*apud Meredith et al.* 1997) utilizaram o *Periotest (Siemens, Alemanha)* para quantificar o grau de mobilidade dentária estabelecendo-se um prognóstico dos dentes avaliados por esse método.

Olivé e Aparicio (1990) relataram alguns sucessos com uso do Periotest

(Siemens, Alemanha) para quantificar a estabilidade dos implantes, apesar da técnica sensível em relação à angulação das medições, altura dos munhões e outras variáveis, técnica também utilizada mais tarde por Drago *et al.*(2000) no intuito de prever falhas na osseointegração, após a cirurgia de instalação dos implantes.

Kaneko (1991) observou a amplitude de pulsos energéticos aplicados a implantes *in vitro* para determinar parâmetros entre o implante e seus tecidos vizinhos.

Elias *et al.* (1993) também usou testes de impulso *in vitro* para avaliar a rigidez da interface dos implantes.

Meredith *et al.* (1997) descreveram um método de teste não invasivo para medir estabilidade do implante. A técnica se valia de um pequeno transdutor o qual podia ser acoplado ao implante ou munhão, e através de um analisador de frequência de ressonância (modelo 1512; Schumberger Ltda, Crawley, Inglaterra) (Variação de 10 Hz a 100 KHz), a estabilidade do implante podia ser quantificada em Hertz.

Através da resposta interpretada pelo analisador, nove pacientes com total de 56 implantes foram analisados e a conclusão obtida foi que a rigidez dos implantes parecia ser aferida pela frequência de ressonância, relacionada com a altura dos implantes e osso disponível ao redor do mesmo.

Ericsson (2000) e Gapsky (2003) afirmaram que a técnica de se carregar os implantes em um só tempo cirúrgico para a reposição de próteses dentárias múltiplas ou unitárias, precisava ainda de um protocolo bem estabelecido abrangendo as localizações anatômicas, desenho dos implantes e normas cirúrgicas e protéticas específicas para o caso.

Huang *et al.*(2002) fez um estudo onde comparou os valores de frequência de

ressonância in vitro (blocos ósseos) com implantações in vivo (tíbias de coelhos), mostrando que o teste com frequência de ressonância se apresentou confiável para a detecção da estabilidade dos implantes. O aparato utilizado para produzir a vibração nos implantes testados consistia de um martelo de impulso (Bufallo, NY, Estados Unidos) piezotônico captado por um microfone acústico posteriormente interpretado pelo computador. No ano seguinte os mesmos autores publicaram outro trabalho, baseado no anterior, concluindo que a análise de frequência de ressonância é um método de confiança para avaliação do processo de osseointegração, Huang *et al.*(2003).

Glausser *et al.* (2004) fizeram um estudo clínico em 23 pacientes com acompanhamento de um ano usando diferentes tipos de transdutores. Avaliou a necessidade de se fazer a calibração dos transdutores utilizados. Os valores eram apresentados em Hertz e analisados por computador com um programa apropriado. Na época surge um equipamento experimental (*Osstell, Integration Diagnostics, Sâvendalen, Suécia*) comercialmente disponível que apresentava transdutores pré-calibrados pelo fabricante.

Pela primeira vez na literatura observamos a substituição dos valores expressos em Hertz por uma nova unidade de medida para a frequência de ressonância. O coeficiente de estabilidade do implante (CEI) (ISQ, Implant Stability Quotient).

O Osstell apresentava uma variação de 1 a 100 (coeficiente de estabilidade do implante), onde um caracterizava o índice mais baixo de estabilidade, e 100 o mais alto.

Sennerby e Meredith (2002) sugeriram que implantes com estabilidade primária acima de 60 a 65 de CEI (coeficiente de estabilidade do implante) estariam aptos a receber carga imediata logo após instalação, enquanto valores abaixo de 40

CEI estariam mais propícios a falhas se carregados imediatamente, sendo conveniente a cirurgia em dois estágios.

Friberg *et al.* (1999) e Bahat (2000) sugeriram que a estabilidade primária era determinada pela qualidade óssea, o desenho dos implantes e modificações na técnica cirúrgica,.

O'Sullivan; Sennerby; Meredith (2004) compararam implantes cônicos com implantes *Brånemark System* em tíbias de coelho achando maiores valores de frequência de CEI nos implantes cônicos do que nos *Brånemark System* sugerindo maior estabilidade primária atribuída ao desenho do implante.

Bischof *et al.* (2004) fizeram estudo de estabilidade primária em dois grupos de pacientes. O grupo A consistia de 18 pacientes e 63 implantes instalados; o grupo B de 18 pacientes e 43 implantes instalados. Foram escolhidos para o estudo os implantes com duplo tratamento de superfície (jateamento e vácuo ácido) tipo SLA (*Straumann*, Suíça). O grupo A recebeu sobre os implantes carga tardia (após seis meses), enquanto no grupo B, os implantes foram carregados dois dias após a cirurgia de implantação.

Os testes de frequência de ressonância foram aplicados em todos os implantes, utilizando Osstell (*Integration Diagnostics AB*, Gotemburgo, Suécia), fazendo medições em intervalos de 1, 2, 4, 6, 8,10 e 12 semanas.

Concluíram que a estabilidade primária foi afetada de acordo com o tipo de osso implantado e que os coeficientes de estabilidade dos implantes se apresentaram maior na mandíbula (59.8 ± 6.8) do que na maxila (56.0 ± 7.8). O estudo mostrou que a diferença de sobrevivência de implantes carregados imediatamente ou tardiamente, é irrelevante (carga imediata 98,4%, índice de sobrevivência) (carga tardia 97,7%). Os autores também concluíram que a posição, altura e diâmetro dos

implantes parecem não alterar a estabilidade primária.

Nedir *et al.* (2004) e Barewal *et al.* (2003) apresentaram estudos clínicos semelhantes ao citado anteriormente reforçando ainda mais as evidências da relação de estabilidade primária com o sucesso dos carregamentos imediatos de implantes.

Cornelini *et al.* (2004) relataram o aumento do número de pesquisadores publicando trabalhos utilizando a frequência de ressonância para medir a estabilidade primária de um implante e sua evolução na fase cicatricial tem contribuído para o estabelecimento de protocolos definidos para carregamentos imediatos de implantes em próteses múltiplas ou unitárias desde que o quociente de estabilidade do implante no momento da instalação seja igual ou superior a 62. Entretanto esses níveis tendem a decrescer nos primeiros meses de osseointegração atingindo novamente os valores iniciais após o período de cicatrização (três ou seis meses).

Gedrange *et al.* (2005) compararam implantes curtos de 6mm e 4mm de comprimento amplamente utilizados pelos ortodontistas. Foram submetidos à análise de frequência de ressonância após instalados no palato, com altos coeficientes de estabilidade dos implantes ($62,8 \text{ CEI} \pm 3,03$ e $56,6 \text{ CEI} \pm 3,2$), sugerindo que a qualidade da estrutura óssea e técnica cirúrgica diferenciada são mais importantes do que o comprimento dos implantes.

Cunha *et al.* (2004) compararam implantes *Brånemark System* (3,75x13mm) e implantes *Tiunite MK III(Nobel Biocare)* utilizando o equipamento *Osseocare*, desenvolvido para se fazer a perfuração óssea, a instalação dos implantes e componentes protéticos. O equipamento possui três modos: alta velocidade, baixa velocidade e velocidade para componentes protéticos. É graduado para modo

cirúrgico em 20, 30, 40 e 50 N.cm, e para o modo protético em 10, 20, 32 N.cm. Um transdutor em formato da letra L diretamente conectado aos implantes foi usado para registrar a frequência de ressonância que atingiram níveis acima de 60 CEI em todos os implantes. O torque de instalação foi superior a 40 N.cm em todos os implantes estudados.

Os pacientes desse estudo foram selecionados com ausência bilateral dos incisivos laterais ou ausência bilateral de pré-molares. Cada paciente recebeu um implante *MK III* de um dos lados ausentes, e no lado oposto o implante tipo *Brånemark System*, ambos com o mesmo comprimento e plataforma. Os resultados mostraram maior estabilidade nos implantes *Brånemark System* do que nos *MK III Ti unite (Nobel Biocare)* bem como o torque de inserção. Os resultados sugerem que há influência ao desenho do implante na estabilidade primária e torque de inserção. Os autores não conseguiram estabelecer uma correlação entre torque de inserção e os valores de frequência de ressonância.

Akkocaoglu *et al.* (2005) estudaram implantes com diferentes desenhos em cadáveres com o objetivo de explorar os efeitos do formato e diâmetro do implante sobre a estabilidade primária, o torque de inserção e o torque de remoção também foram medidos com auxílio de uma chave de torque calibrada conectada a um sistema de aquisição de dados, os implantes utilizados foram os seguintes: plataformas 4,1mm e 4,8mm *ITI TE* e plataforma 4,1mm e 4,8mm *solid screw sin octa ITI*, todos com 12mm de comprimento.

Os implantes foram instalados em sítios de pré-molares recém extraídos dos quatro cadáveres estudados. Apesar de existirem algumas diferenças de estabilidade primária nos grupos estudados, estatisticamente são insignificantes.

Os coeficientes de estabilidade dos implantes informados pelo *Osstell* dos implantes

TE foram maiores em implantes com plataforma 4,1 mm do que com 4,8 mm. No grupo *sin octa* os resultados se apresentaram reversos com maior índice de estabilidade de implantes para implantes de plataforma larga 4,8mm. O resultado chama a atenção para a influência do desenho do implante descrito na literatura como fator de influência na estabilidade primária. Foi encontrada correlação significativa entre torque de inserção e torque de remoção ($P < 0,001$) mas não significativa em relação ao CEI ($p > 0,05$). O estudo concluiu que implantes *ITI TE* imediatamente instalados, permitem estabilidade e propriedades mecânicas comparáveis a de implantes de maior diâmetro.

Balshi *et al.* (2005) utilizaram modelos de osso sintético (*Nobel Biocare, Yorbalinda, CA*) de alta e baixa densidade instalando implantes *Brånemark System* conectando o transdutor do *Osstell* em duas posições diferentes. A primeira paralela ao osso alveolar e a segunda perpendicular a crista alveolar. Isto serviu para calibrar os coeficientes de estabilidade dos implantes nas densidades altas e baixas e dessa forma comparar esses valores com valores de estudo clínico realizado na mesma pesquisa. Concluíram que a análise de frequência de ressonância serve como referência para o carregamento imediato de implantes, inclusive em situação de baixa densidade óssea como encontrado na maxila posterior amplamente explorada no trabalho desse autor.

Lachmam *et al.* (2006) avaliaram a confiabilidade dos dispositivos *Osstell* (*Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia*) e *Periotest* (*Siemens, Alemanha*) nas medições de estabilidade de implantes comparando os métodos. Utilizou costelas bovinas para a instalação de oito implantes (*FRIALITI 3,8x13mm*). Para o *Osstell* conectou diretamente aos implantes os transdutores tipo L5, F15, e para utilização do *Periotest* um *attachment* bola foi rosqueado nos implantes para permitir

a medição. Concluiu que ambos os dispositivos não invasivos parecem ser úteis para o monitoramento da osseointegração.

Liobavina-hack *et al.* (2006) estudaram em ratos a importância da estabilidade primária na osseointegração, concluindo que a estabilidade primária é um pré-requisito para o sucesso da osseointegração e que a instabilidade dos implantes resulta em fibroses observadas clinicamente em seu estudo.

Nkenke *et al.* (2005) estudaram em maxilar de porcos, carga imediata e carga tardia, utilizando o *Osstell* para comparação das duas técnicas de carregamento. Em sua conclusão mostra que os implantes carregados após o período de cicatrização (um a três meses), não mostraram aumento na sobrevida dos implantes comparados aos carregados imediatamente.

Zix; Liechit; Stern (2005) acharam em seu estudo piloto maior coeficiente de estabilidade primária dos implantes carregados do que em implantes sem carga. Mulheres pós-menopausa apresentaram CEI baixos em relação aos pacientes homens da mesma idade. A avaliação foi realizada em 120 implantes *ITI* instalados na maxila de 18 mulheres e de 17 homens.

Akça *et al.* (2006) relacionaram a micro morfologia óssea com a estabilidade inicial em implantes de diferentes desenhos e conclui que a mesma prevalece sobre o desenho dos implantes na estabilidade primária e também no torque de instalação dos implantes. O estudo foi realizado em cadáveres e os implantes instalados em regiões completamente edêntulas de mandíbula e maxila anterior e posterior. Os implantes estudados foram da *Straumann* e *Astra Tech*. O autor conclui que a estabilidade primária está associada a micro morfologia da região implantada.

Tortamano *et al.* (2006) mediram o índice de mobilidade dos implantes usando *Periotest* após instalação e nos meses seguintes até completar três meses.

Nove pacientes foram selecionados e receberam cada um quatro implantes *Straumann* que foram carregados 48 horas após sua instalação com próteses confeccionadas em metal e resina. Nenhum dos 36 implantes apresentou mobilidade, atingindo 100% de sobrevivência. Concluiu que sob carga imediata a osseointegração é possível, e próteses confeccionadas com a metodologia apresentada são previsíveis.

Turkilmaz. (2006) correlacionou o torque de inserção com estabilidade primária, sugerindo forte relação entre elas. Foi utilizado o equipamento *Osseocare* (*Nobel Biocare*, Suécia), capaz de medir o torque de inserção de um implante, evitando assim sobrecargas indesejadas. Utilizou o *Osstell* para avaliar o coeficiente de estabilidade dos implantes. O estudo foi realizado em pacientes jovens e velhos no total de 30 pacientes, que receberam implantes *Branemark System*. Altos valores de CEI foram observados em pacientes jovens e do sexo masculino. A alta estabilidade primária resulta em implantes com sucesso.

Molly (2006) fez revisão da literatura sobre densidade óssea, análise morfométrica óssea e estrutura biológica.

Concluiu que a estabilidade primária mostra significativa correlação com as diferentes densidades ósseas, e que técnicas mais aprimoradas para a avaliação da densidade óssea são necessárias para maior previsibilidade de carregamento de implantes. Sugere a tomografia computacional como método necessário para determinação da densidade óssea.

Vanschoiack *et al.*(2006) realizaram estudos para avaliação do efeito da densidade óssea na dissipação de energia de um implante no momento de sua instalação cirúrgica. Neste estudo quatro formas diferentes de implantes foram testadas. Foram utilizados modelos artificiais feitos em politetrafluoretileno (PTFE)

de diferentes densidades e estruturas. Os implantes foram instalados segundo recomendações do fabricante e o aparelho *Periometer* projetado para medir a mobilidade dentária foi utilizado com a hipótese de ser usado para avaliar a qualidade da estrutura subjacente da sustentação.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência do comprimento e superfície dos implantes dentários estudados nas medições do torque de inserção e na análise de frequência de ressonância.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A – Avaliar a influência do comprimento dos implantes no torque de inserção e na análise de frequência de ressonância.

B – Avaliar a influência das superfícies estudadas no torque de inserção e no coeficiente de estabilidade dos implantes.

4 HIPÓTESES

H0 - Não existem diferenças significativas na análise de frequência de ressonância entre implantes curtos e longos.

H1 - Existem diferenças significativas na análise de frequência de ressonância entre implantes curtos e longos.

H2 - As superfícies estudadas não influenciam no torque de inserção dos implantes.

H3 - As superfícies estudadas influenciam no torque de inserção dos implantes.

H4 - As superfícies estudadas não influenciam na análise de frequência de ressonância.

H5 - As superfícies estudadas influenciam na análise de frequência de ressonância

5 MATERIAS E MÉTODOS

5.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

5.1.1 CORPOS DE PROVA

Foram utilizados 20 corpos de prova cilíndricos de 20 mm de altura por 16 mm de diâmetro, fabricados em polietileno de alta densidade (fig.1), por se tratar de um material mais homogêneo que o osso, de densidade variável, mesmo se tratando do mesmo segmento ósseo. A falta de homogeneidade poderia afetar consideravelmente os valores de estabilidade dos implantes. Alguns ensaios descritos na literatura utilizaram polímeros como substituto de osso para testar implantes com descrito por Vanschoiack (2006). As propriedades do material segundo o fabricante (Ciplast, Rio de Janeiro-Brasil) são mostradas na tabela 1.

Tabela 1 – Valores das propriedades mecânicas do polietileno

Propriedade mecânica	Valor do polietileno de alta densidade
Densidade (g/cm ³)	0,95
Resistência à tração (kgf/cm ²)	2,4
Alongamento na ruptura	500%
Dureza Rockwell	60 R

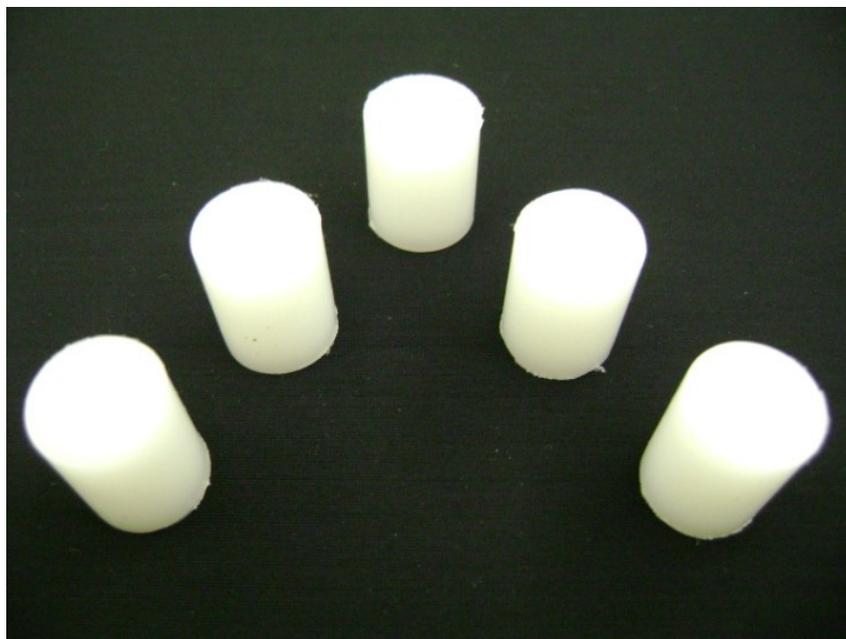


Figura 1 - Corpos de prova

5.1.2 AS FRESAS

As fresas utilizadas no estudo constam da Tabela 2 e estão apresentadas na Figura 2 (foram utilizadas fresas novas para cada grupo estudado, cedidas pela empresa Conexão sistemas de prótese).

Tabela 2 – Brocas utilizadas

TIPO	DIÂMETRO	FABRICANTE
Broca lança	2,0mm	Conexão Sistemas de Prótese
Broca helicoidal	2,0mm	Conexão Sistemas de Prótese
Broca piloto	2,0/3,0mm	Conexão Sistemas de Prótese
Broca helicoidal	3,0mm	Conexão Sistemas de Prótese
Broca helicoidal	3,15mm	Conexão Sistemas de Prótese
Adaptador de contra-ângulo	-	Conexão Sistemas de Prótese



Figura 2 - Seqüência de Fresas utilizadas em ordem sequencial
A - lança 2,0 mm; B - helicoidal 2,0 mm; C - piloto 2,0/3,0 mm; D - helicoidal 3,0 mm;
E - helicoidal 3,15 mm; F - adaptador para contra-ângulo.

5.1.3 INSTRUMENTAÇÃO E INSTALAÇÃO DOS IMPLANTES

Foi utilizado um motor modelo DAE 031 (Nobel Biocare, Suécia) para a fresagem e para instalação dos implantes, uma unidade de torque DEA 028 (Nobel Biocare, Suécia) com variação de 0 a 45 N.cm.(calibrados pela empresa fabricante (fig.3).



Figura 3 - Motor Nobel Biocare

A cada unidade de motor foram acoplados os contra-ângulos DEC 320 Brånemark System (com redução de 16:1) para a fresagem e o modelo DEA 035 N Brånemark System (com redução de 120:1) para a instalação dos implantes. (Figura4)



Figura 4 - Contra-ângulos. Da esquerda para a direita: DEC 320 e DEA 035 N

5.1.4 OS IMPLANTES:

Foram utilizados 20 implantes (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo) divididos em quatro grupos de cinco implantes. (fig.5)

U1 - implantes master screw (3,75mm) com plataforma de 4,1mm de diâmetro, medindo 8,5mm de comprimento (superfície usinada). Lote- 6080976117.

A1 - implantes master puros (3,75mm) com plataforma de 4,1mm de diâmetro, medindo 8,5mm de comprimento (superfície com tratamento ácido). Lote- 7010817040.

- U2 - implantes master screw (3,75mm) com plataforma 4,1mm medindo 13mm de comprimento (superfície usinada). Lote- não informado.
- A2 - implantes master pouros (3,5mm) com plataforma protética de 4,1mm de diâmetro e 13mm de comprimento. (superfície com tratamento ácido). Lote- 7031137066.



Figura 5 - Implantes da esquerda para a direita: grupos U1, A1, U2 e A2.

5.1.5 TORQUÍMETRO DIGITAL

Foi utilizado um torquímetro da marca Lutron modelo TQ-8800(China) (fig.6) para aferir o torque de instalação de todos os implantes. Este torquímetro possuía um mandril para adaptação dos corpos de prova que foram estabilizados por meio de parafusos. Acompanhava o aparelho um software com o qual o operador podia capturar as informações de torque no momento da instalação dos implantes e armazená-las em banco de dados.



Figura 6 - Torquímetro Lutron, TQ-8800

5.1.6 ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA COM OSSTELL MENTOR

O Osstell Mentor (Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia) é um produto concebido para medir a estabilidade de um implante dentário na cavidade oral e na região craniofacial (fig.7). O Osstell Mentor é um instrumento portátil que inclui a utilização da técnica não invasiva, a análise da frequência de ressonância. O sistema inclui a utilização de um transdutor (Smartpeg) fixado ao implante ou ao pilar dentário através de um parafuso integrado. O Smartpeg é excitado por um impulso magnético da sonda de medição no instrumento portátil. A frequência de ressonância que é a medição da estabilidade do implante, é calculada a partir do

signal de resposta Os resultados são exibidos no instrumento como o coeficiente de estabilidade do implante (CEI), que varia numa escala de 1 a100. Quanto maior for o número, maior é a estabilidade.



Figura 7 - Analisador de frequência de ressonância, Osstell Mentor.

5.2 METODOLOGIA

Após definido o centro dos corpos de prova com régua milimetrada (JON) e compasso ponta seca (ICE), foram marcados com caneta apropriada (Pilot), e posicionados no mandril do torquímetro Lutron um a um para que os implantes fossem instalados. A parte ativa do torquímetro foi fixada a um torno de bancada para evitar a movimentação dos corpos de prova. (Figuras 8, 9 e 10).

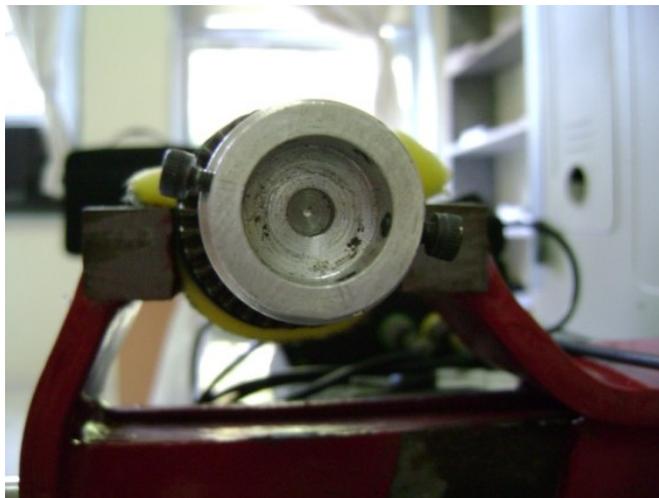


Figura 8 - Mandril do torquímetro.



Figura 9 - Corpo de prova posicionado.



Figura 10 - Implante instalado no corpo de prova

O operador se posicionou a frente dos corpos de prova para desempenhar a fresagem e instalação dos implantes (houve treinamento prévio do operador que foi o mesmo para a instalação de todos os implantes).

Os quatros grupos U1, A1, U2, A2, foram instalados na respectiva ordem com os mesmos procedimentos adotados para todos os implantes, descritos a seguir:

Com o motor DAE 031 (Nobel Biocare, Suécia) desenvolvendo 1.500 rotações por minuto acoplado ao contra-ângulo DEC 320 (Nobel Biocare, Alemanha), foi feita a primeira perfuração do corpo de prova com a broca lança 2,0mm, em seguida a broca helicoidal 2,0mm, broca piloto 2,0/3,0mm, broca helicoidal 3,0mm e a última broca da seqüência, helicoidal 3,15mm. Vale lembrar que não foram utilizadas as peças counter sink e formador de rosca, para que os implantes estudados não tivessem níveis baixo de torque e certificar de que o implante tivesse o máximo de contato de suas roscas com o polímero..

A fase de instalação seguiu utilizando o motor modelo DAE 028 (Nobel Biocare, Suécia) com contra ângulo DEA 035 N (Nobel Biocare, Alemanha) acoplado. Um adaptador de contra ângulo (Conexão Sistemas de Próteses) se fez necessário para capturar o implante da embalagem, e levá-lo ao corpo de prova. Lentamente o implante ia sendo levado pelo sistema com o torque regulado em 45 N.cm com 20 rpm, até adaptação completa da plataforma do implante (4,1mm plataforma universal). Quando havia travamento do motor antes do assentamento completo da plataforma, o implante era levado com torquímetro manual tipo catraca (Conexão Sistemas de Próteses) até a posição estabelecida (plataforma a nível do corpo de prova). Nesse momento todo processo de fresagem e instalação dos implantes era registrado através do software do torquímetro Lutron e armazenado em computador, sendo os picos de torque os valores levados em consideração para

análise.

Concluída esta etapa os corpos de prova eram removidos do madril do torquímetro Lutron (China) e levados a uma bancada sem presença de fontes eletromagnéticas. Por recomendações do fabricante o *Osstell Mentor* deve ser utilizado longe de aparelhos eletrônicos.

O transdutor *type 1* (Figura 11) indicado pelo fabricante (*Integration Diagnostics AB*, Gotemburgo, Suécia) foi instalado sobre a plataforma dos implantes com o torque de 4 a 6 N.cm, (o fabricante do equipamento indica apenas duas posições de medição na boca (Figura 12)). Com o *Osstell Mentor* foram realizadas cinco medições em cada implante, quatro ao redor do implante e uma com a sonda de medição paralela ao solo (Figura 13), pois os corpos de prova cilíndricos permitiam essa medição onde foi obtida uma média dos valores do CEI armazenados em computador para análise.



Figura 21 - Tansdutor (*smartpeg*) type 1

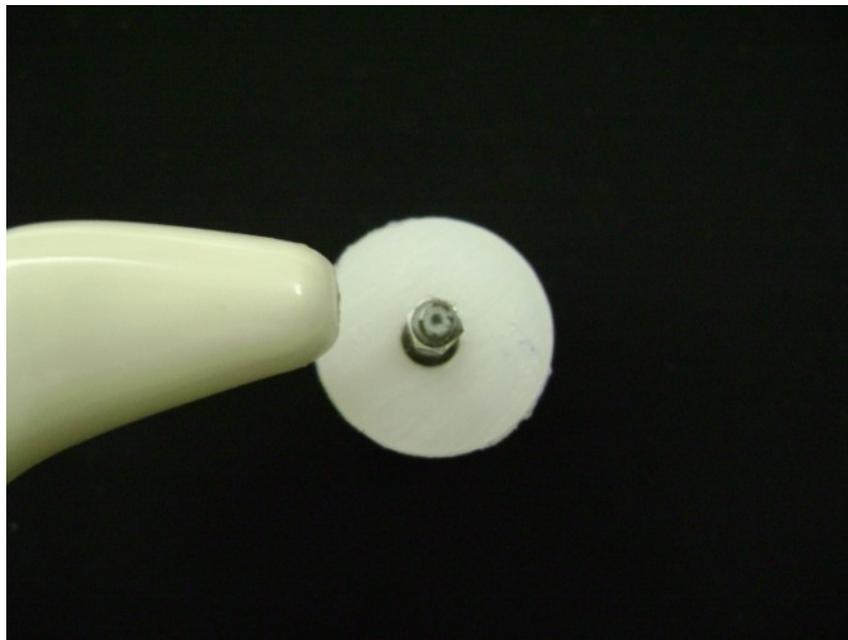


Figura 12 - Sonda de medição e transdutor (*Smartpeg*).

Estes procedimentos foram realizados em cada corpo de prova e os grupos de implantes seguiram esta ordem de análise: grupo U1 (cinco implantes); grupo A1(cinco implantes); grupo U2(cinco implantes) e grupo A2 (cinco implantes). Vale lembrar que o aparelho *Osstell Mentor* não possui cabo conectado ao transdutor (*Smartpeg*) como nas versões anteriores que utilizavam um transdutor em forma da letra L com fio conectado ao aparelho. Basta à aproximação da sonda do aparelho sem tocar o transdutor em sua parte superior onde notamos a presença de um hexágono onde se acopla o carregador da peça (manguito de borracha) que tem a função de conduzir o smartpeg até o implante (Figura 15).

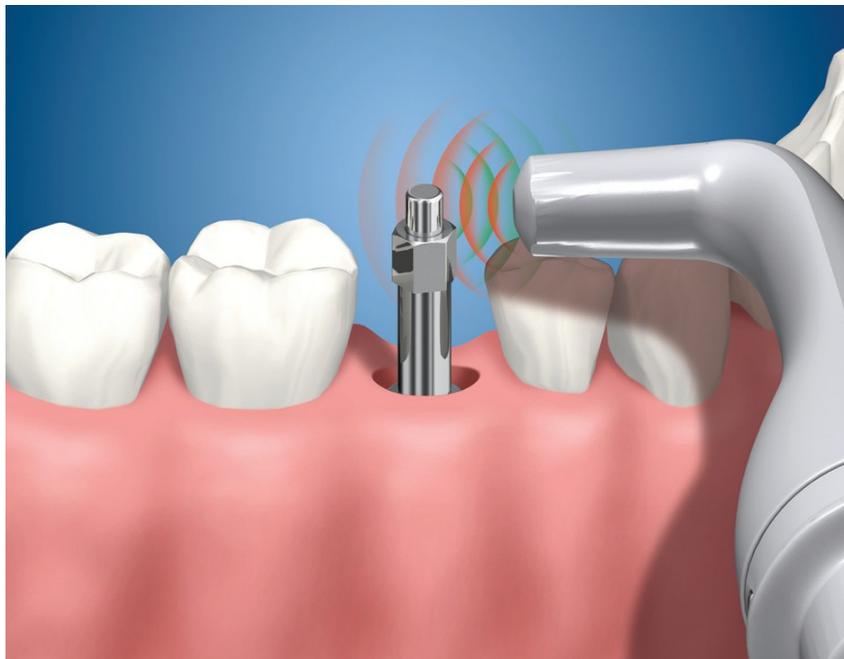


Figura 13 - A sonda de medição sendo levada o mais próximo possível ao hexágono do Smartpeg sem tocá-lo (simulação).



Figura 14 - Condutor de borracha acoplado ao *Smartpeg*.

Sem apertar qualquer tecla, o aparelho emitirá um sinal sonoro e exibirá o valor do coeficiente de estabilidade do implante (CEI). Os dados coletados foram armazenados em computador para análise.

6 RESULTADOS

6.1 RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORQUE DE INSERÇÃO E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

As médias dos picos de torque de cada grupo estudado, estão representadas no gráfico 1.

As médias dos coeficientes de estabilidade dos implantes dos grupos estudados estão representadas no Gráfico 2.

As médias de torque (N.cm) e médias de CEI dos quatro grupos estudados estão representadas na Tabela 3.

A uniformidade nos valores do CEI nos quatro grupos e o comportamento do torque de inserção estão representados no Gráfico 3.

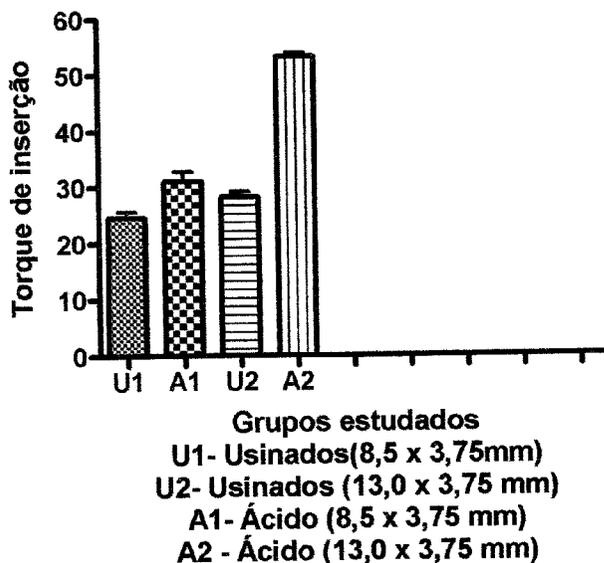


Gráfico 1

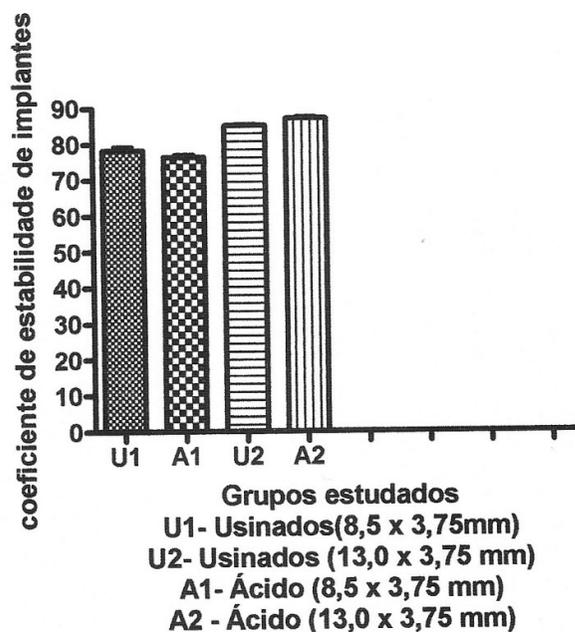


Gráfico 2

Tabela 3 - Médias de torque (N.cm) e médias de CEI dos quatro grupos

<u>Tipo de Implante</u>	<u>Média de Torque</u>	<u>Média de CEI</u>
Usinado 3,75 X 8,5mm	24 ± 2,40	78,24 ± 5,84
Ácido 3,75 X 8,5mm	32 ± 3,93	76,28 ± 3,60
Usinado 3,75 X 13mm	27 ± 2,16	85,1 ± 1,98
Ácido 3,75 X 13mm	54 ± 1,64	87 ± 2,86

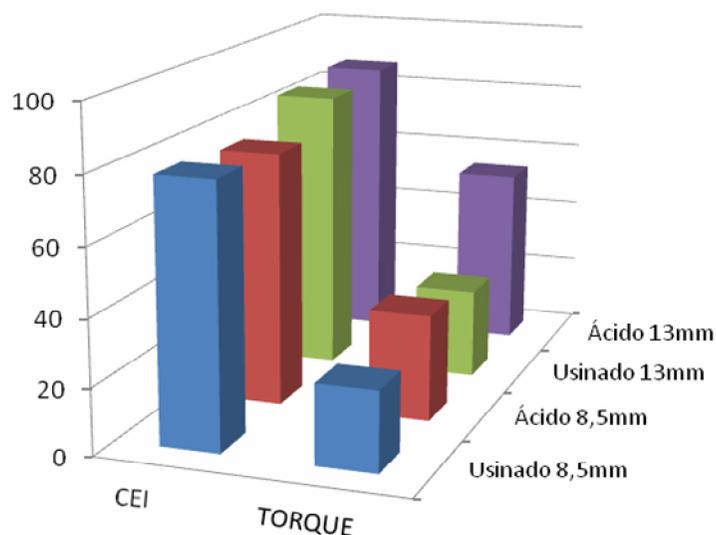


Gráfico3

A Tabela 4 mostra as estatísticas das variáveis torque e média do ISQ, a variabilidade do torque é muito maior do que a da média do ISQ. Isto deve-se à grande amplitude dos valores mínimo e máximo da variável torque.

Tabela 4 – valores mínimo, máximo, média e desvio padrão

Estatísticas descritivas				
	mínimo	máximo	média	desvio padrão
Torque	22	55	34,3	11,7
Média ISQ	72,2	90	81,7	5,8

6.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As decisões sobre populações são decididas com base em informações sobre amostras das mesmas. Essas decisões podem ser tomadas a partir de testes de hipóteses. Por meio do teste Qui-quadrado é possível avaliar a independência de um tratamento para outro. Com base nisso, foram formuladas as hipóteses e suas respectivas estatísticas de teste.

Avaliação estatística do teste: $\chi^2 = \sum (o_i - e_i)^2 / e_i$

Utilizando o software SPSS, encontramos o valor dessa estatística como: $\chi^2=9,9$ com o respectivo p-valor de 0,625. Então o torque de inserção é independente das superfícies estudadas bem como dos comprimentos dos implantes.

Utilizado o software SPSS, encontramos o valor dessa estatística como: $\chi^2=0$ com o respectivo p-valor de 1. Então podemos dizer que, as superfícies estudadas não influenciam na análise de frequência de ressonância para implantes de mesmo comprimento.

Para testar se há diferença entre as médias de um grupo e outro, utiliza-se o teste de Wilcoxon, que é a versão não-paramétrica do teste T-Student para comparação das médias de duas amostras. O objetivo geral é testar a existência de um tratamento ou comparar os efeitos de dois tratamentos, definindo então as hipóteses a serem testadas e a respectiva estatística do teste.

Análise do Teste

Utilizando o software R 2.1.0, o valor da estatística de teste foi 15 com seu respectivo p-valor de 0,6905. Então não há diferença significativa entre as médias (CEI) do grupo dos implantes usinados e ácidos, no que se refere aos implantes curtos de 8.5mm de comprimento.

Para implantes longos de 13mm o valor da estatística de teste foi 8 com seu respectivo p-valor de 0,4206. Mostrando que não há diferença significativa das médias (CEI) entre implantes usinados e com tratamento ácido.

7 DISCUSSÃO

Em vista dos resultados obtidos com o presente estudo percebemos que implantes instalados com torques de inserção baixos (torque < 4.0 N.cm), podem atingir coeficientes de estabilidade altos (CEI > 60), sugerindo que não existe correlação entre o torque de inserção e a estabilidade primária medida pela frequência de ressonância. Estes resultados são corroborados por Cunha *et al* (2004) e Akkocaoglu *et al* (2005) em diferentes circunstâncias de instalação de implantes em seus trabalhos.

Os valores de CEI medidos pela frequência de ressonância são auxiliares nas medições de estabilidade primária dos implantes como mostram os resultados dos autores citados na revisão bibliográfica, porém não podem ser analisados isoladamente, outros fatores como densidade óssea, técnica cirúrgica, desenho dos implantes, torque de inserção e desenho das próteses devem ser considerados para as indicações de carga imediata como descritos por Friberg *et al.*(1999), Bahat (2000), Gapsky *et al.*(2003) e Morton D.; Jaffinl R.; Weber H.(2004).

O torque de inserção isoladamente também não é um parâmetro seguro para carregamento imediato, apenas poucos milímetros de osso cortical denso são necessários para estabilizar inicialmente um implante com alto valor de torque(observado principalmente em região posterior de mandíbula), porém a perda dessa cortical pelo trauma da instrumentação, aquecimento ósseo e compressão

óssea na instalação do implante podem levar ao insucesso do carregamento imediato Morton D.; Jaffin R.; Weber H.(2004).

O comprimento dos implantes é um fator que influencia o torque de inserção e o CEI. Apresentaram maiores valores os implantes longos comparados com os curtos sugerindo sua escolha sempre que possível nas indicações de carga imediata, analisados pela frequência de ressonância, que em todos os grupos apresentaram valores altos de CEI comparados no Gráfico 3, com pequeno aumento de CEI para implantes longos. Também observados no estudo de Gedrange *et al.* (2005).

A maior variável desta metodologia aplicada é sem dúvida o operador, que foi o mesmo para todas as amostras. O teste de normalidade foi realizado e se mostrou dentro dos parâmetros para aceitação do $n=5$ para cada grupo estudado. Note que o desvio padrão foi baixo (tabela 3), comprovando o teste..

As superfícies de implantes estudadas diferem em relação ao torque, sendo observados valores maiores de torque em superfícies com tratamento ácido, do que superfícies usinadas, bem mais discretas são as diferenças encontradas nos valores de estabilidade primária determinada pela frequência de ressonância das diferentes superfícies de implantes de mesmo comprimento. As superfícies rugosas estão relacionadas dentre outros fatores com o aumento da estabilidade primária, consideradas por Morton *et al.* (2004).

Os conceitos de estabilidade primária, torque de inserção e coeficiente de estabilidade dos implantes, devem ser entendidos e interpretados nas indicações de carga imediata, pois tem significados distintos. Talvez a carga imediata seja dependente de uma alta densidade óssea, onde são conseguidos um torque alto e conseqüente estabilidade primária alta descrito por Turkyilmaz (2006).

As limitações do presente estudo estimulam novas pesquisas do assunto carga imediata e dos métodos disponíveis no mercado para a indicação da técnica. A metodologia aplicada neste estudo está longe de alcançar as dificuldades clínicas encontradas *in vivo*, repletas de variáveis que independem do operador, tornando difícil o estabelecimento de um protocolo de procedimentos cirúrgicos e protéticos que possam ser confiáveis para carregamentos de implantes imediatamente após sua instalação cirúrgica. A literatura disponível até o momento sobre o assunto é restrita e a indicação de carga imediata muitas vezes tem caráter empírico, sendo uma decisão tomada pelo profissional no ato cirúrgico sem garantia científica de sucesso para o tratamento com a técnica proposta.

Outro aspecto a ser discutido é o perfil do paciente candidato ao tratamento com carga imediata que deve ser colaborador no período cicatricial e precisa ter bom entendimento da reabilitação com implantes bem como estar ciente dos benefícios e principalmente dos riscos de falhas da técnica em questão que possui pouco respaldo jurídico levando o profissional a situações delicadas perante questionamentos judiciais.

O analisador de frequência de ressonância (Osstell Mentor) utilizado nesse estudo apresenta como uma de suas vantagens, a não invasividade do método, por sua vez questionável em situações em que o implante atinge níveis baixos de CEI e por isso deve ser sepulto aguardando um período de estabilidade secundária, inviabilizando seu monitoramento sem incisão cirúrgica para a instalação do *smartpeg*. O mesmo até o momento possui registro na vigilância sanitária brasileira, portanto não está disponível comercialmente no mercado nacional, ainda não podendo ser levado em consideração legal como método indicativo nos procedimentos de carga imediata no Brasil.

8 CONCLUSÕES

- O torque de inserção é influenciado pelo comprimento dos implantes, se apresentando maior em implantes longos, a estabilidade medida pela frequência de ressonância sofre pouca influência quando comparadas a implantes de diferentes comprimentos.
- As superfícies com tratamento ácido apresentam maior torque de inserção quando comparadas com superfícies usinadas de implantes com mesmo comprimento. A estabilidade medida pela frequência de ressonância não é influenciada pelas superfícies com tratamento ácido ou usinadas de implantes de mesmo comprimento.

9 REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBOUD, M.; KOECK, B.; STARK, H.; WAHL, G.; PAILLON, R., Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2005, 20: 61-68.

ADEL L; LECKHOLM S; BRÄNEMARK PI; A 15-year study of osseointegrated implant in the treatment of edentulous jaw. **International journal of oral surgery**. (10) 387-416 1981.

AKÇA, K.; CHANG, T-L.; TEKDEMIR, I.; FANUSCU, M.I., Biomechanical aspects of initial Intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. **Clinical Oral Implants Research**. 2006, 17: 465–472.

AKKOCAOGLU, M.; UYSAL, S.; TEKDEMIR, I.; AKCA, K.; CEHRELI, M.C., Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. **Clinical Oral Implants Research**. 2005, 16: 202–209.

BAHAT, O., Branemark system implants in the posterior maxilla clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2000, 15: 646-653.

BALSHI, S.; ALLEN, F.; WOLFINGER, G.; BALSHI, T., A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2005, 20:584-594.

BRÄNEMARK, PI, Osseointegration and its experimental background, 1983, **International journal of prosthetic dentistry**, (50)3 399-410.

BAREWAL, R.; OATES, T.; MEREDITH, N.; COCHRAN, D., Resonance Frequency Measurement of Implant Stability In Vivo on Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface, **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2003, 18:641–651.

BISCHOF, M.; NEDIR, R.; SZMUKLER-MONCLER, S.; BERNARD, J-P.; SANSON, J., Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. **Clinical Oral Implants Research**. 2004, 15: 529–539

CANNIZZARRO, G.; LEONE, M., Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2003,18: 512–522.

CASAP, N.; TARAZI, E.; WEXLER, A.; SONNENFELD, U.; LUSTMANN, J., Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in edentulous mandible. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2005, 20: 92-98.

CHAUSHU, G.; CHAUSHU, S.; TZOHAR, A.; DAYAN, D., Immediate Loading of Single-tooth Implants: Immediate Versus Non-immediate Implantation. A clinical report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2001, 16: 267–272.

CHIAPASCO, M., Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2004, 19(supplement): 76-91.

COCHRAN, D.; MORTON, D.; WEBER, H., Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2004, 19(supplement):109-113.

COOPER, L.; RHAMAN, A.; MORIATY, J.; CHAFFE, N.; SACCO, D., Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2002, 17: 517-525.

CORNELINE, R.; CANGINI, F.; COVANI, U.; BARONE, A.; BUSER, D., Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2004, 19(6): 855-860.

CUNHA, H.; FRANCISCHONE, C.; NARY, FILHO H.; OLIVEIRA, R., A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and Ti Unite single-tooth implants under immediate loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2004, 19(4): 578-585.

DEGIDI, M., PIATTELLI, A., Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2005, 20: 99-107.

DRAGO CARL, J., A Prospective Study to Assess Osseointegration of Dental Endosseous Implants with the Periotest Instrument. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2000, 15: 389-395.

ELIAS *et al.* Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação. **Revista Brasileira de Implantodontia.** 2000, 6: 3-5.

ELIAS J. J.; CAROLLO, J. S.; BRUNSKI, J.B. & SCARTON, H. A., Noninvasive method for measuring the implant-tissues interfaces. **Bioengineering Division American Society of mechanical Engineers**. 1993, 24: 327-330.

ERICSSON, I.; NILSON, H.; LINDH, T.; NILNER, K.; RANDOW, K., Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants: An 18 months' clinical pilot follow-up study. **Clinical Oral Implants Research**. 2000, 11: 26–33.

FRIBERG, B.; SENNERBY, L.; LINDEN, B.; GRONDHAL, K. & LEKHOLM, U., Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles: A clinical resonance frequency analysis study. **International Journal of Oral Surgery**. 1999b, 28: 266–272.

GANELES, J.; WISMEIJER, D., Early and immediate restored and loaded dental implants of single tooth and partial-arch applications. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2004, 199(supplement): 92-102.

GAPSKI, A. R.; WANG, H-L.; MASCARENHAS, P.; LANG, N. P., Critical review of immediate loading. **Clinical Oral Implants Research**. 2003, 14: 515-527.

GEDRANGE, T.; HIETSCHOLD, V.; MAI, R.; WOLF, P.; NICKLISCH, M.; HARZER, W., An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. **Clinical Oral Implants Research**. 2005, 16: 425–431.

GLAUSSER, R.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N.; RÉE, A.; LUNDGREN, A.K.; GOTTLow, J.; HAMMERLE, C.H.F., Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading Successful vs. failing implants. **Clinical Oral Implants Research**. 2004, 15: 428–434.

HORIUCHI, K.; UCHIDA, H.; YAMAMOTO, K.; SUGIMURA, M., Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2000, 15:824-830.

HUANG, H. M.; LEE, S-Y.; YEH, C-Y.; LIN, C-T., Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. **Clinical Oral Implants Research**., 2003 14: 437–443.

HUANG, H. M.; LEE, S-Y.; YEH, C-Y.; LIN, C-T., Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**. 2002, 13: 65–74.

JAFFIN, R.; KUMAR, A.; BERMAN, C., Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2004, 19: 721-730.

JEONG, C.; CAPUTO, A.; WYLIE, R.; SON, S.; JEON, Y., Biocortically stabilized implant load transfer. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2003, 18: 59-65.

JOHANSON, C.B. & ALBREKTSSON, T., A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. **Clinical Oral Implants Research**. 1991, 2: 24-29.

JOHANSSON, P. & STRID, K. G., Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 1994, 9: 279-288.

KANEKO, T., Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. **Biomaterials**. 1991, 12: 555-560.

LACHMANN, S.; JAGER, B.; AXMANN, D.; GOMES-ROMAN, G.; GROTEN, M.; WEBER, H., Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. **Clinical Oral Implants Research**. 2006, 17: 75–79.

LEE, JH., Effect of implant size and shape on implant success rates. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 2005, 94(4): 337-381.

LIOUBAVINA-HACK, N.; LANG, N.P.; KARRING, T., Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. **Clinical Oral Implants Research**. 2006, 17: 244–250.

MEREDITH, N.; BOOKK; FRIBERG, B.; JENT, T.; SENNERBYL., Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. **Clinical Oral Implants Research**, 1997 8(3): 226-223

MEYER, U.; WIESMANN, H-P.; FILLIES, T.; JOOS, U., Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2003, 18: 489-499.

MISCH C; **Contemporary implant dentistry**, Mosby, 1998 702

MOLLY, L., Bone density and primary stability in implant therapy. **Clinical Oral Implants Research**. 2006, 7(2): 124–135.

MORTON, D.; JAFFIN, R.; WEBER, H., Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2004, 19: 103-108.

NAMEN, F., *Elaboração de teses e dissertações* 2006. Editora Rubio, Rio de Janeiro.

NEDIR, R.; BISCHOF, M.; SZMUKLER-MONCLER, S.; BERNARD, J-P.; SAMSOM, J., 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**. 2004, 15: 520–528.

NIKELLIS, I.; LEVI, A.; NICOLOPOULOS, C., Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2004, 19 (1) 116-23.

NKENKE, E.; LHENER, B.; FENNER, M.; SAN ROMAN, F.; THAMS, U.; NEUKAM, F.; RADESPIEL-TOGER, M., Immediate Versus Delayed Loading of Dental Implant in the Maxillae of Minipigs: Follow-up of Implant Stability and Implant Failures. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2005, 20(1): 39-47.

O'SULLIVAN, D.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N., Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. **Clinical Oral Implants Research.** 2004, 15: 474-480.

OLIVÉ, J. & APARICIO, C., The Periotest method as measure of osseointegrated oral implant stability. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 1990, 5: 390-400.

PIERRESNARD, L.; HURE, G.; BARQUINS, M.; CHAPPARD, D., Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2002, 17: 353-362.

PROUSSAEFS, P.; KHAN, J.; LOZADA, J.; KLEINMAN, A.; FARNOS, A., Effects of immediate loading with threaded hydroxyapatitecoated root-form implants on single premolar replacements: a preliminary report. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2002, 17: 567-572.

QUINLAN, P.; NUMMIKOSKI, P.; SCHENK, R.; CAGNA, D.; MELLONIG, J.; HIGGINBOTTON, F.; LANG, K.; BUSER, D.; COCHRAN, D., Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2005, 20: 360-370.

ROYNESDAL, A.; AMUNDRUD, B.; HANNAES, H., A comparative clinical investigation of 2 early loaded ITI dental implants supporting an overdenture in the mandible. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2001, 16 (2) 246-251.

SENNERBY, L.; MEREDITH, N., Analisi della frequenza di risonanza (RFA). Conoscenze attuali e implicazioni cliniche. In: Chiapasco M. & Gatti C., eds. Osteointegrazione e carico immediate. Fondamenti biologici e applicazione cliniche. 2002, 19-31. Milan: Masson.

SMITH DE; ZARB GA, Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. **Journal of prosthetic dentistry.** (62), 567-572, 1989.

SZMUKLER-MONCLER S. *et al.*, Timing of loading and effect of micro-motion on boneimplant interface: a review of experimental literature. **Journal Biomed Mater Res.** 1998, 43: 193-203.

TORTAMANO, P.; ORII, T.; YAMANOCHI, J.; NAKAMAE, A.; GUARNIERI, T., Outcomes of fixed prostheses supported by immediately loaded endosseous implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2006, 21: 63-70.

TURKYILMAZ, I., 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**. 2006, 33: 754–759.

VANSCHOIACK LR. *et al.*, Effect of bone density on the damping behavior of dental implants: An in vitro method. **Materials Science and Engineering C**. 2006, 26: 1307–1311.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. & KROL, J., A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. **Clinical Oral Implants Research**. 1995, 6: 24-30.

ZIX, J.; LIECHIT, G.; STERN, R., Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2005, 20(5):747-752.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.

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](#)