

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**MYCHELLE VIANNA DOS SANTOS**

**EFEITO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL E DA CONICIDADE NA  
ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias – D.C.

Rio de Janeiro

2007

C2007

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmар ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

S767 Santos, Mychelle Vianna dos  
Efeito da rugosidade superficial e conicidade na estabilidade primária de implantes dentários / Mychelle Vianna dos Santos. - Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2007.

106 f. : il., graf., tab. : - cm.

Dissertação (mestrado) - Instituto Militar de Engenharia, 2007.

1. Implante
2. Conicidade
3. Rugosidade
4. Estabilidade
5. Torque

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**MYCHELLE VIANNA DOS SANTOS**

**EFEITO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL E CONICIDADE NA  
ESTABILIDADE DE IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias – D.C.

Aprovada em 9 de maio de 2007 pela seguinte Banca Examinadora:

---

Prof Carlos Nelson Elias – D.C. do IME- Presidente

---

Prof Luis Henrique Leme Louro – D.C. do IME

---

Prof Claudinei dos Santos – D.C. FAENQUIL

Rio de Janeiro

2007

Ao Instituto Militar de Engenharia, alicerce da minha formação e aperfeiçoamento.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu Orientador Dr. Carlos Nelson Elias e ao Dr. José Henrique Cavalcanti, pela orientação e atenção.

Aos meus pais, pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida e por tudo que sou.

Ao Felipe, pela paciência, amor e compreensão.

Aos meus padrinhos Solange e Basílio Figueiredo, por seus conselhos, críticas e sugestões sempre feitos com muita serenidade e carinho.

À Luciane Velasque pelo auxílio nas análises estatísticas.

Ao Dr. Helio Schechtman e Dr. Carlos Muller e Julieta Valim pelos ensinamentos no campo da ciência.

Ao CNPQ que concedeu apoio financeiro para realizar a pesquisa e à empresa CONEXÃO PRÓTESES pelo fornecimento dos implantes.

Aos meus mestres e aos meus amigos.

Ao Hector Borja e à Helóisa por seu apoio e atenção.

Aos meus colegas, funcionários e a todos que colaboraram de alguma forma para o sucesso deste trabalho, me incentivando, apoiando e possibilitando a oportunidade de ampliar meus horizontes.

“Em ciência, as soluções são sempre provisórias,  
mas a procura de soluções, essa sim, é permanente”.

ALBERT EINSTEIN

## SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	09
LISTA DE SIGLAS .....	12
LISTA DE TABELAS.....	13
<b>1. INTRODUÇÃO. ....</b>	<b>18</b>
1.1 Posicionamento do trabalho proposto.....	18
1.2 Revisão bibliográfica.....	18
1.2.1 Micromovimentação.....	20
1.2.2 Critérios de sucesso para implantes dentários.....	21
1.2.3 Carga imediata.....	23
1.2.4 Tamanho e forma de implantes.....	27
1.2.5 Tratamento superficial de implantes de titânio.....	30
1.2.6 Superfícies oxidadas.....	34
1.2.7 Estabilidade primária.....	36
1.2.8 Avaliação da estabilidade com Periotest.....	36
1.2.9 Freqüência de ressonância.....	41
1.2.10 Comparação Osstell x Periotest.....	55
1.2.11 Torque e Freqüência de Ressonância.....	56
1.3 Justificativa do trabalho.....	60
1.4 Objetivo do trabalho.....	61
<b>2. DESCRIÇÃO DO ESTUDO PROPOSTO.....</b>	<b>61</b>
2.1 Descrição geral .....	61
2.2 Descrição das fases do trabalho.....	61
2.3 Metodologia.....	62
2.3.1 Ensaio de torque.....	62
2.3.2 Ensaio de freqüência de ressonância.....	66
2.3.3. Ensaio de atrito.....	67
2.3.4 Análise estatística.....	68
<b>3. RESULTADOS.....</b>	<b>68</b>

3.1	Resultados do ensaio de atrito.....	68
3.2	Resultados do ensaio de rugosidade.....	69
3.3	Resultados dos ensaios de torque de inserção e freqüência de ressonância..	70
<b>4.</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>90</b>
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>99</b>
<b>6.</b>	<b>ESTUDOS FUTUROS.....</b>	<b>100</b>
<b>7.</b>	<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>101</b>



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.1	Aplicação de força horizontal no longo eixo do implante.....	20
FIG. 2	Classificação da densidade óssea - MISCH (1998) .....	22
FIG. 3	Implantes cilíndricos (a) usinada, (b) ataque ácido e (c) oxidada.....	62
FIG. 4	Implantes cônicos (a) usinada, (b) ataque ácido e (c) oxidada.....	63
FIG. 5	Motor elétrico para instrumentação e inserção dos implantes e torquímetro digital .....	64
FIG. 6	Seqüência de brocas para instrumentação de implantes cilíndricos e macho de rosca. Brocas lança, 2mm, 2/3mm, 3,0mm, 3/4.3mm, 4.3mm e macho de rosca de 5mm.....	65
FIG. 7	Torquímetro digital (Lutron TQ8800).....	66
FIG. 8	Osstell <sup>TM</sup> mentor.....	66
FIG. 9	Sinal emitido e recebido pelo Osstell <sup>TM</sup> mentor (Integration Diagnostics AB – Gotemburgo – Suécia).....	66
FIG 10	Representação do ensaio de atrito.....	67
FIG 11	Fotomicrografia do implante com superfície usinada.....	69
FIG 12	Fotomicrografia do implante com superfície ataque ácido.....	69
FIG 13	Fotomicrografia do implante com superfície ataque ácido.....	69
FIG 14	Fotomicrografia do implante com superfície oxidada.....	70
FIG 15	Fotomicrografia do implante com superfície oxidada.....	70
FIG 16	Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície usinada sem uso do macho de rosca.....	71
FIG.17	Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície tratada com ácido sem uso do macho de rosca.....	71
FIG. 18	Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície tratada com ácido sem uso do macho de rosca.....	72

FIG 19	Influência da forma do implante na média do torque de inserção (N.cm).....	75
FIG 20	Influência da forma do implante na média da frequência de ressonância (QEI).....	75
FIG 21	Influência da superfície dos implantes na média do torque de inserção (N.cm) .....	77
FIG 22	Influência da superfície dos implantes na média da frequência de ressonância (QEI).....	77
FIG 23	Influência da instrumentação na média do torque de inserção (N.cm).....	79
FIG 24	Influência da instrumentação na média da frequência de ressonância (QEI)..	79
FIG 25	Análise da correlação entre a frequência de ressonância (QEI) de inserção (N.cm) e torque nos grupos cilíndrico com e sem macho de rosca.....	80
FIG 26	Análise da correlação da frequência de ressonância (QEI) e torque de inserção (N.cm) dos grupos cilíndricos com macho de rosca e cônicos.....	81
FIG 27	Análise da correlação de frequência de ressonância (QEI) e torque de inserção (N.cm) no grupo dos implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos.....	82
FIG 28	Análise da correlação influência das superfícies (1- usinado, 2 - ataque ácido e 3 - oxidado) no torque do grupo cilíndrico instrumentado com macho e cônico.....	83
FIG.29	Análise da correlação influência das superfícies (1- usinado, 2 – ataque ácido e 3 – oxidado) no torque de inserção do grupo cilíndrico instrumentado sem macho e cônico.....	83
FIG 30	Análise da influência da forma nos grupos cilíndrico sem macho 0 e cônico1.	84
FIG 31	Análise influência da forma na estabilidade primária nos grupos cilíndrico sem macho (1) e cônico (0).....	84
FIG 32	Análise influência da superfície na média das estabilidades primárias no grupo cilíndrico sem macho.....	86
FIG 33	Análise influência da superfície na média dos torques no grupo cilíndrico sem macho.....	86
FIG 34	Análise da influência da superfície nas médias de frequência de ressonância (QEI) no grupo cilíndrico com macho.....	87

FIG 35	Análise influência da superfície nas médias de torque de inserção (N.cm) do grupo cilíndrico com macho.....	88
FIG 36	Variação das médias de frequência de ressonância (QEI) com tipo de superfície do grupo cônico.....	89
FIG 37	Variação das médias de torque de inserção (N.cm) com tipo de superfície do grupo cônico.....	89
FIG 38	Forma da rosca do implante cilíndrico.....	90
FIG 39	Forma da rosca do implante cônico.....	90
FIG 40	Decomposição de forças no filete da rosca durante a inserção do implante....	94

## LISTA DE SIGLAS

AFR	Análise por Freqüência de Ressonância
ALP	Atividade da Fosfatase Alcalina
CEI	Comprimento Médio do Implante
CI	Carregamento Imediato
CP	Carregamento Padrão
DAC	Dinâmica de Ângulo de Contato
EXP 1	Grupo Experimental 1
EXP 2	Grupo Experimental 2
FR	Freqüência de Ressonância
GE	Grupo Experimental
GC	Grupo Controle
ISQ	Implant Stability Quocient
OMA	Oxidação Micro Arco
QEI	Quociente de Estabilidade do Implante
SLA	Sandblasted with large grit and acid etched
TPS	Titanium Plasma Spray
VPT	Valores do Periotest
VTI	Valor de Torque de Instalação
VTR	Valor de Torque de Remoção

## LISTA DE TABELAS

TAB 1	Tipos de implantes comerciais cilíndricos de titânio.....	62
TAB 2	Tipos de implantes comerciais cônicos de titânio.....	63
TAB 3	Valores das propriedades mecânicas do polietileno.....	63
TAB 4	Coeficiente de atrito das pastilhas de Ti com placa de polietileno.....	68
TAB 5	Resultados de rugosidade das pastilhas de Ti.....	69
TAB 6	Resultados dos Torques de inserção e Freqüência de ressonância (QEI) do grupo cilíndrico instrumentado sem macho de rosca.....	72
TAB 7	Resultados dos Torques de inserção e Freqüência de ressonância (QEI) do grupo cilíndrico instrumentado com macho de rosca.....	72
TAB 8	Resultados dos Torques de inserção e Freqüência de ressonância (QEI) do grupo cônico.....	73
TAB 9	Torque de instalação (N.cm) e Quoeeficiente de estabilidade do implante (QEI/ISQ) determinado pela freqüência de ressonância (QEI) em cada tipo de implante utilizado.....	73
TAB 10	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI). Análise descritiva.....	74
TAB 11	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância.....	74
TAB 12	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção e freqüência de ressonância. Análise descritiva com ANOVA.....	74
TAB 13	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) de implantes cônicos e cilíndricos e freqüência de ressonância (QEI). Análise descritiva.....	76
TAB 14	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da superfície no torque de inserção dos implantes cônicos e cilíndricos e freqüência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância.....	76

TAB 15	Parâmetros obtidos na análise descritiva com ANOVA da influência da superfície no torque de inserção dos implantes cônicos e cilíndricos e frequência de ressonância (QEI).....	76
TAB 16	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI). Análise descritiva.....	78
TAB 17	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância.....	78
TAB 18	Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI). Análise com ANOVA.....	78
TAB 19	– Parâmetros obtidos na análise estatística da correlação do torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI) nos grupos cilíndricos com e sem macho. Análise descritiva.....	80
TAB 20	Parâmetros obtidos na análise estatística da correlação do torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI) nos grupos cilíndricos com e sem macho. Correlação de Pearson.....	80
TAB. 21	Análise da correlação de estabilidade (QEI) e torque cilíndrico com macho e cônico por estatística descritiva.....	81
TAB. 22	Análise da correlação de estabilidade (QEI) e torque cilíndrico com macho e cônico por correlação de Pearson.....	81
TAB. 23	Análise da correlação da frequência de ressonância (QEI) e torque nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos.....	82
TAB. 24	Análise da frequência de ressonância (ISQ) e torque nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos pela Correlação de Pearson.....	82
TAB. 25	Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca pela correlação de Spearman.....	85
TAB. 26	Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca por variância.....	85
TAB. 27	Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca por ANOVA.....	85
TAB. 28	Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico com macho de rosca por análise descritiva.....	87

TAB. 29	Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico com macho de rosca por ANOVA.....	87
TAB. 30	Análise descritiva da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI) no grupo cônico.....	88
TAB. 31	Análise da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI) no grupo cônico.....	88
TAB. 32	Valores da carga induzida no filete da rosca e pré-carga dos implantes em cada grupo, considerando o valor do torque máximo de inserção. Valores em N.cm.....	91
TAB. 33	Áreas das superfícies externas (mm <sup>2</sup> ) dos implantes com diâmetro de 5mm.....	91

## RESUMO

O estudo buscou analisar os efeitos da rugosidade superficial e concidade de implantes dentários na estabilidade primária, fator importante na realização da técnica de carga imediata. Para a realização dos estudos, cilindros de polietileno foram utilizados, nos quais implantes cônicos e cilíndricos, com superfícies usinada, ataque ácido e anodizada foram instalados. Os torques de inserção foram determinados, com o auxílio de um torquímetro digital, bem como a medida da estabilidade primária através de frequência de ressonância com o Osstell<sup>TM</sup> *mentor*. Os resultados foram estatisticamente analisados e comparados e mostram que os valores de torque de inserção e frequência de ressonância não têm correlação. Implantes cônicos apresentam maior torque de inserção, porém menores valores de frequência de ressonância. Implantes com superfícies tratadas apresentam melhores valores de torque e estabilidade primária do que implantes usinados.



## ABSTRACT

The aim of the study was evaluate the effects of surface roughness and design of dental implants in primary stability, an important parameter to apply the immediate load technique. Forty five titanium commercial implants which design were conic and cylindrical, and three different surfaces, machined, acid etched and anodized, divided in nine 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 protocol sequence 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 of the cylindrical implants was different for the groups. The final torque of installation was determined with the torquimeter and the primary stability was determined by resonance frequency with the Osstell <sup>TM</sup> *mentor*. The results were statistical analyzed and compared, and they didn't demonstrate any correlation between installation torque and the primary stability measured by resonance frequency.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 POSICIONAMENTO DO TRABALHO PROPOSTO

Na implantodontia atual, a técnica de carga imediata tem sido usada para diminuir o número de intervenções cirúrgicas, assim como o tempo necessário para a prótese ser colocada e o implante ser carregado. A boa estabilidade primária é um pré-requisito essencial para a utilização dessa técnica. Entre os fatores que afetam a estabilidade primária, conseguida no momento da instalação dos implantes, destacam-se a densidade óssea, a forma do implante, a técnica cirúrgica, o torque de instalação, e a instrumentação. Modificações nas superfícies do implante têm sido realizadas para diminuir o tempo de osseointegração dos implantes. A influência do tipo de superfície do implante na estabilidade primária ainda não está bem estabelecida. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivo analisar o efeito da superfície e da conicidade na estabilidade primária de implantes dentários osseointegráveis.

## 1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Estudos atuais buscam materiais apropriados para a substituição de dentes perdidos, restabelecendo a estética, fonética e função, da melhor forma possível. Alguns materiais são citados em documentos, ao longo da história da humanidade, como tentativas de exercer a função dos elementos dentários, entre eles a madeira, dentes de outros animais, marfim e pinos dos mais diversos metais. O conhecimento da implantodontia atual foi auxiliado pelos implantes laminados, agulhados e subperiostais. No entanto, estes implantes apresentavam altas taxas de insucesso, uma vez que os mesmos ficavam encapsulados com tecido fibroso, apresentavam reação do tipo corpo estranho, quando não acusavam infecções ou aceleravam a perda do tecido ósseo na região. O desenvolvimento da implantodontia, na tentativa de solucionar os problemas existentes, passou a utilizar novos sistemas de implantes fabricados de titânio. O titânio é um material metálico que possui propriedades de biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, baixo módulo de elasticidade em relação a outros metais como o aço, e permite a osseointegração.

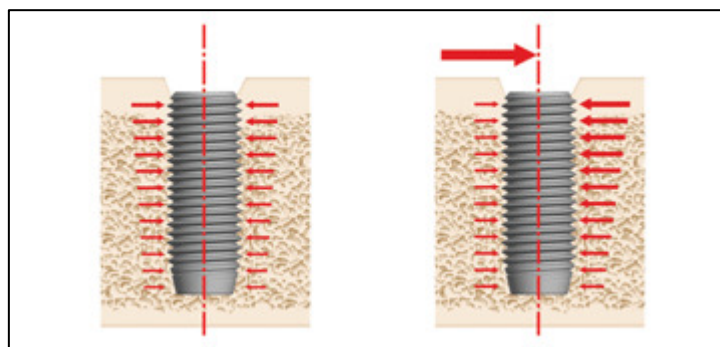
A osseointegração foi definida inicialmente por BRÄNEMARK (1983), como o íntimo contato entre a superfície do titânio e o osso, sem interposição de tecido conjuntivo. Esta definição descrita em 1969, permitiu a reabilitação oral com pinos metálicos de titânio em pacientes edentados totais ou parciais. Essa descoberta possibilitou pesquisas que levaram ao aperfeiçoamento da técnica cirúrgica e dos implantes. Assim, as taxas de sucesso aumentaram consideravelmente. Desta forma, o sucesso da terapia reabilitadora e a previsibilidade do tratamento melhoraram significativamente. Alterações na forma, tipo (rosqueado ou liso) e superfície dos implantes foram realizadas, no intuito de favorecer e acelerar a osseointegração. A qualidade do acabamento do implante influencia o sucesso da cirurgia. Durante a fabricação dos implantes, as propriedades químicas, físicas, mecânicas e microestruturais do titânio devem ser consideradas. A composição química e a espessura da camada de óxido devem apresentar propriedades adequadas para facilitar a osseointegração, pois do contrário, podem causar o insucesso da terapia. A presença de artefatos e tensões residuais heterogêneas provenientes do processo de usinagem e o tratamento inadequado da superfície dos implantes são também prejudiciais para o êxito dos implantes osseointegração. Atualmente, existe um grande esforço da comunidade científica, empresas e profissionais para se estabelecer uma superfície ideal, que diminua o tempo da osseointegração e que permita menor número de intervenções cirúrgicas, otimizando, assim, o tratamento.

O protocolo convencional de inserção dos implantes osseointegrados preconiza um intervalo entre a instalação do implante e a ativação do mesmo de três a seis meses, ou seja, as cargas funcionais são aplicadas após um tempo de espera. Este protocolo é utilizado para impedir a micromovimentação do implante, que pode levar a formação de tecido fibroso e impedir o contato direto osso-implante. Por muito tempo, acreditou-se que uma carga prematura poderia por si mesma, induzir a formação de tecido fibroso.

### 1.2.1 MICROMOVIMENTAÇÃO

Quando um implante é instalado e colocado em função, o mesmo é submetido a cargas oclusais da mastigação ou oriundas do contato entre a prótese e o alimento, dente ou outra prótese. A figura 1 mostra como uma carga no sentido horizontal pode se distribuir ao longo do implante. É possível observar que em certos pontos, ocorre concentração de forças em certas regiões do implante, representada pelas setas maiores na FIG 1.

FIG 1 – Aplicação de força horizontal no longo eixo do implante



No trabalho de SZMUKLER-MONCLER *et al.* (1998) os autores analisaram o carregamento de implantes dentários durante o período de cicatrização. Diversas modalidades de carregamento foram identificadas. Elas foram categorizadas em grupos de acordo com o projeto do implante e o tipo de reconstrução protética. Quando uma congruência primária entre o implante e o osso está presente, pode ocorrer uma transmissão direta de carga do implante para o tecido adjacente. A micromovimentação na interface osso-implante pode ter dois efeitos principais nos componentes celular e extracelular. Tal fenômeno pode alterar a reação das células pelo despreendimento da célula do material, ou pode levar a deformação dos osteoblastos fixados na superfície por tensão. Ao mesmo tempo, os autores salientaram que os experimentos indicam que a carga imediata por si mesma não é uma contra-indicação para que se obtenha uma osseointegração bem sucedida. A mesma está relacionada com a manutenção da carga que exclui a micromovimentação excessiva na interface osso-implante. Especificamente, somente a micromovimentação excessiva foi associada diretamente

na formação de tecidos na interface osso-implante. A literatura sugere que há um ponto inicial crítico de micromovimentação no qual o encapsulamento fibroso prevalece sobre a osseointegração. Este nível crítico de micromovimentação é diferente de zero, como interpretado geralmente. Os autores sugeriram que os valores de tolerância para a micromovimentação deveriam estar entre 50 e 150  $\mu\text{m}$ .

Outro estudo envolvendo micromovimentação foi realizado por PIOLETTI *et al.* (2003), que buscavam o desenvolvimento de um novo dispositivo para permitir a aplicação de micromovimentação *in vitro*. Vários modelos experimentais foram desenvolvidos para investigar os efeitos da estimulação mecânica das células, mas nenhum foi capaz de simular micromovimentações com amplitudes e variação de carga. Os osteoblastos são sensíveis aos estímulos mecânicos, assim, para estudar a relação osso-implante, seria importante quantificar sua reação em uma situação que simule a situação mecânica que ocorre em tal relação. É necessário que tal dispositivo permita que as células sejam estimuladas com movimentos cíclicos de amplitudes compreendidas entre  $\pm 5$  e  $\pm 50$   $\mu\text{m}$ ; freqüências entre 0.5 e 2 Hz; e cargas entre 50 e 1000 Pa. PIOLETTI (2003) sugeriu o uso de um dispositivo, de comprimento total de 20 cm, para ser usado em incubadora a 37°C e 100% de umidade. A expressão de vários genes importantes do osso foi monitorada por RT-PCR em tempo real. As micromovimentações e a carga foram impostas para afetar o comportamento dos osteoblastos e para regular a expressão dos genes necessários para a criação da matriz extracelular orgânica (do colágeno tipo I), assim como para os genes envolvidos no processo de mineralização (osteocalcina, osteonectina). Foi comprovado que o dispositivo desenvolvido pode ser usado para simular situações mecânicas diferentes na interface osso-implante e que as células podem responder de forma diferente, quando há variação de estímulos.

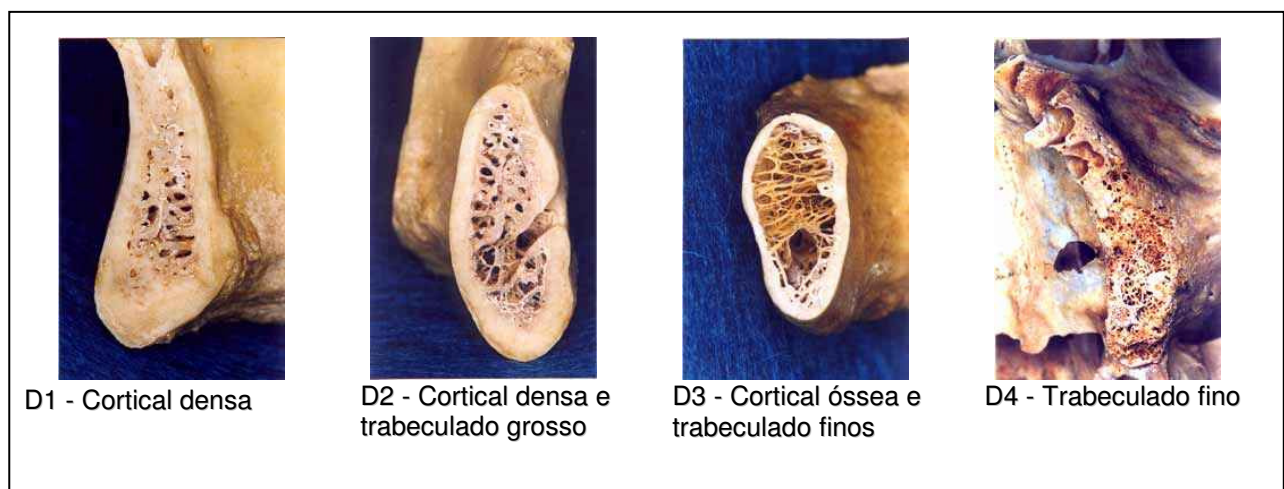
### 1.2.2 CRITÉRIOS DE SUCESSO PARA IMPLANTES DENTÁRIOS

Os critérios de sucesso para implantes odontológicos devem incluir: imobilidade clínica, capacidade em absorver e transferir carga para o osso adjacente

uniformemente, ausência de sintomas clínicos, ausência de danos às estruturas vizinhas, radiolucidez peri-implante estável e perda mínima da altura da crista óssea SMITH *et* ZARB (1989)

MISCH (1998) estabeleceu uma classificação da densidade óssea, com base nas características do osso a ser inserido o implante. Eles classificaram os ossos em 5 grupos: cortical óssea densa (D1), cortical densa e trabeculado espesso (D2), cortical óssea e trabeculado finos (D3) e trabeculado fino (D4) conforme FIG 2 abaixo:

FIG 2 – Classificação da densidade óssea - MISCH (1998)



Implantes inseridos em osso tipo D1 possuem boa estabilidade primária e maior previsibilidade de sucesso por estar mais estáveis no osso. Este tipo de ancoragem diminui a possibilidade de micromovimentação quando submetido a cargas oclusais. Por outro lado, os implantes inseridos em osso tipo D3 e D4 devem ser acompanhados com cautela, uma vez que, o implante não apresenta estabilidade semelhante a do osso D1.

De acordo com a revisão de ATTARD *et al.*(2005), a carga imediata de implantes em área anterior de mandíbula, apresenta uma maior taxa de sucesso (>90%) em estudos a curto e longo prazo. Pequenas taxas de sucesso têm sido observadas com

implantes pequenos colocados em morfologias ósseas desfavoráveis e posições mais distais.

### 1.2.3 CARGA IMEDIATA

A técnica de carga imediata consiste no carregamento do implante dentário antes do tempo final de cicatrização óssea preconizado. O implante é carregado no momento da instalação dos implantes ou dois dias após o mesmo. Estudos atuais procuram melhorar as condições que afetam a osseointegração, reduzir o número de etapas cirúrgicas e o tempo necessário para o carregamento do implante, mesmo porque, em alguns casos, os pacientes requerem uma reabilitação a curto prazo. Por exemplo, os soldados que participam de combates, e membros das forças armadas, que podem necessitar de rápida reabilitação para retomar suas atividades, mesmo em tempos de paz. A técnica de carga imediata tem apresentado vantagens, como redução no número de intervenções, colocação da prótese e carregamento no momento da cirurgia, além de diminuir a morbidade do paciente.

QUINLAN *et al.* (2005) analisou a influência que o carregamento precoce e imediato de implantes dentários poderia induzir e avaliou as conseqüências adversas, observando parâmetros clínicos, radiográficos e histológicos. Em um estudo *in vivo*, quarenta e oito implantes com superfície jateada e tratada com ataque ácido foram divididos em quatro grupos com diferentes carregamento. Os tempos de carregamento foram de três meses (grupo A), 21 dias (grupo B), 10 dias (grupo C), e 2 dias (imediatamente) (grupo D). Radiografias periapicais foram feitas 1, 2, e 3 meses após a restauração. No fim do estudo, as seções do bloco foram obtidas para histologia. Todos os implantes estavam osseointegrados. Os resultados obtidos neste estudo indicam que nenhuma diferença estatística significativa pôde ser detectada entre os quatro protocolos diferentes de carregamento avaliados.

CANNIZZARO *et al.* (2003) procuraram investigar a eficácia clínica de implantes dentários com superfícies modificadas submetidas ao carregamento oclusal em

pacientes edêntulos. Dois grupos de 14 pacientes em cada grupo foram submetidos a instalação de um total de 92 implantes. Os implantes do teste foram inseridos sob carregamento imediato, e os implantes do grupo controle foram instalados sob o protocolo de carregamento convencional. Radiografias e índices periodontais, e avaliações de mobilidade com Periotest foram registrados a cada seis meses. O sucesso dos implantes nos dois grupos foi de 98,9% (grupo do teste = 100%; grupo de controle = 92,9%). As medidas periodontais não indicaram nenhuma diferença clínica significativa entre os dois grupos. Todos o implantes apresentaram valores para o Periotest entre -4,8 e -3,60, sendo assim, considerados osseointegrados. Os autores concluíram que o carregamento imediato de implantes com superfícies modificadas e com uso de próteses parciais apresentou resultados clínicos excelentes, com ausência de efeitos periodontais adversos após 24 meses da função.

NIKELLIS *et al.* (2004) realizaram trabalhos com o objetivo de determinar a confiabilidade na utilização da estabilidade primária medida pelo torque como condição preliminar para determinar o sucesso de implantes carregados imediatamente. O estudo incluiu 40 pacientes, sendo um total de 190 implantes inseridos. Todos os implantes foram carregados 72 horas após a colocação, e seguiram o protocolo de carregamento imediato. Após dois anos, os 190 implantes apresentaram taxa de sucesso de 100%. A pesquisa clínica mostrou que o carregamento imediato é uma modalidade viável de tratamento. Um parâmetro importante para o sucesso dessa terapia é o implante apresentar estabilidade preliminar acima de 32 N.cm, podendo assim ocorrer osseointegração. Os resultados desta investigação limitada sugerem que pacientes parcialmente ou completamente edêntulos, podem ser reabilitados imediatamente com implantes e restaurações provisórias, contanto que os implantes dentários estejam adequadamente estáveis após a inserção cirúrgica.

MORTON *et al.* (2004) avaliaram o carregamento imediato em maxila completamente edêntula reabilitada com implantes dentários. Um total de 236 implantes foi colocado em trinta e quatro pacientes. Dezesesseis implantes foram perdidos em onze pacientes; assim a taxa da sobrevivência foi de 93%. Os autores



inferiram que a causa principal da falha dos implantes foi a micromovimentação excessiva durante a cicatrização. Este relatório clínico sugere que o carregamento imediato de restaurações implanto-suportadas na maxila completamente edêntula é uma alternativa viável de tratamento.

É possível submeter implantes à carga imediata sem prejudicar a osseointegração se os parâmetros adotados incluírem qualidade e quantidade apropriada do osso, ausência de fatores sistêmicos e psicológicos desfavoráveis e de hábitos parafuncionais, manutenção de exigências protéticas, minimização de micro movimentações, e utilização de um protocolo cirúrgico apropriado.

MEYER *et al.* (2004) avaliaram a interface osso-implante de implantes dentários com carga imediata. Verificaram que não há diferença aparente na caracterização ultra-estrutural realizada entre os dois grupos estudados, sendo um grupo o protocolo convencional, de três meses para colocação de carga e o outro grupo com carga imediata. Os dados experimentais sugerem que o carregamento de implantes com formas especiais pode ser realizado após a inserção, sem alterar o processo de osseointegração biológico.

Em seu estudo, LUONGO *et al.* (2005) procuraram avaliar o protocolo imediato de carregamento na maxila e na mandíbula posterior através da análise da sobrevivência dos implantes em 1 ano. Dados de um ano de um estudo multi-centro foram relatados. Oitenta e dois implantes jateados e atacados com ácido ITI foram inseridos em 40 pacientes e carregados entre 0 e 11 dias após a colocação do implante. As radiografias periapicais foram avaliadas para observar mudanças no nível da crista óssea da inserção do implante até um ano. A estabilidade primária dos implantes foi verificada inicialmente e antes do encaixe das próteses definitivas. A taxa total da sobrevivência dos implantes em 1 ano foi de 98,8%. A perda média do osso em 1 ano foi de  $0,52 \pm 0,98$  milímetros, valor este que está dentro dos limites admitidos, o qual deve ser inferior a 1 milímetro (escala 0,4 a 1,4 milímetro) de perda no primeiro ano. Os resultados deste estudo indicam que o carregamento imediato apresenta-se

como uma técnica possível e com base em um ano de observação, os resultados parecem similares aos encontrados com a técnica de carregamento padrão.

ERICSSON *et al.*(2000) em seu estudo realizou uma análise clínica e radiográfica para avaliar o resultado do tratamento de próteses retidas por implantes instalados de acordo com protocolo de estágio único e carregamento imediato (GE = Grupo Experimental) na comparação com o protocolo de dois estágios (GC = Grupo Controle). O grupo experimental era formado de 14 pacientes, com 14 implantes e o Grupo controle era formado de 8 pacientes com 8 implantes, todos com perdas unitárias de dentes anteriores. Todos os pacientes eram não fumantes e os seguintes critérios foram adotados: a quantidade de osso teve que permitir a instalação de um dispositivo elétrico com um comprimento mínimo de 13mm e 3,75mm, o relacionamento entre as maxilas devia permitir a estabilidade oclusal bilateral, os pacientes não poderiam ter parafunção e os pacientes tiveram que estar disponíveis para o programa da continuação e de manutenção. O grupo experimental teve a coroa provisória conectada ao implante dentro de um período de 24 h após a instalação do implante. Seis meses depois, esta coroa foi substituída por uma permanente. No GC o tratamento cirúrgico e protético seguiu o protocolo padrão. Dos implantes do grupo experimental, dois implantes foram perdidos até cinco meses em função e foram removidos subseqüentemente. Todos os 12 implantes restantes estavam estáveis nas análises posteriores. Nenhuma perda dos implantes dentários ocorreu no grupo controle, assim todos os implantes neste grupo eram estáveis. No intervalo de 6 meses todos os pacientes foram examinados radiograficamente, os exames foram repetidos nos 18 meses subseqüentes. A análise das radiografias do grupo experimental assim como do Grupo controle revelou que durante o período de 12 meses ocorreu a mudança do osso de sustentação em aproximadamente 0,1mm. Os autores concluíram que maiores investigações devem ser executadas para que os resultados do estudo possam ser extrapolados.

O trabalho de GAPSKI *et al.* (2003) tinha como finalidade, realizar uma revisão bibliográfica para analisar criticamente a literatura disponível, em relação ao carregamento imediato de implantes dentários e discutir, baseado na evidência científica, os fatores que podem influenciar esta modalidade de tratamento. A literatura publicada em 20 anos foi selecionada e revista. As vantagens e as desvantagens associadas com o carregamento imediato do implante foram analisadas. Os fatores que podem influenciar o sucesso do carregamento imediato do implante incluem a seleção do paciente, tipo de qualidade do osso, comprimento do implante, microestrutura e topografia do implante, técnica cirúrgica, controle da força oclusal, e confecção da prótese. Os autores concluíram que vários estudos demonstraram o sucesso e a previsibilidade desta técnica. Entretanto, os autores ressaltam que tais estudos são baseados em resultados em curto prazo e observações a longo prazo devem ser realizadas para garantir maior confiabilidade da técnica.

CHAUSHU *et al.* (2001) avaliaram o sucesso clínico de implantes imediatamente carregados após a extração dos elementos dentários e implantes imediatamente carregados em sítios cicatrizados. Um total de vinte e oito implantes foi instalado sendo, dezenove colocados após a exodontia, e nove implantes foram colocados em regiões cicatrizadas. As coroas acrílicas provisórias pré-fabricadas de resina foram preparadas e ajustadas. Após 3 a 6 meses da instalação dos implantes as próteses definitivas foram instaladas. As taxas da sobrevivência foram 82.4% e 100% para implantes imediatos e não imediatos, respectivamente. Dentro dos limites da investigação atual, o carregamento imediato dos implantes unitários inseridos em locais cicatrizados é uma alternativa possível do tratamento. O carregamento imediato dos implantes unitários inseridos após exodontia apresentou risco de 20%, sendo assim, os autores apontam que tal técnica não apresenta previsibilidade tão grande.

#### 1.2.4 TAMANHO E FORMA DE IMPLANTES

Alguns estudos procuram discutir a influência do tamanho e forma de implante no sucesso da osseointegração. Em uma revisão da literatura, Lee *et al.* (2005) avaliaram

o efeito do tamanho e forma no sucesso de implantes dentários. Observaram que os requisitos para a escolha do diâmetro dos implantes são baseados na necessidade da cirurgia e prótese. Para aumentar a estabilidade nas plataformas corticais do osso alveolar, o diâmetro dos implantes deve permitir a melhor fixação nas plataformas lingual e bucal, possível. O aumento do diâmetro do implante de 3 mm em 1 mm, aumenta a área de superfície de contato em 35% em relação ao implante com o mesmo comprimento. A maior área de contato permite maior estabilidade primária e resistência às tensões. Tem sido observado que a crista óssea circundante ao implante é mais suscetível à carga oclusal. Essa área funcional pode ser mais importante, em relação a todo o comprimento e diâmetro do implante. Uma estabilidade primária do implante é desejável para facilitar a osseointegração de implantes dentários. A mobilidade de implantes no momento da colocação pode ocorrer principalmente em osso de baixa qualidade. A variedade de técnicas e modificações de desenho tem sido propostas para otimizar a estabilização primária em osso com trabecular com baixa densidade. Foi observado que o uso de implantes com maior diâmetro induz maior estabilidade no momento da colocação em regiões de menor densidade óssea. Foi sugerido que o aumento da área de contato obtida com um implante com maior diâmetro poderia, permitir uma maior fixação no osso e a redução da mobilidade inicial. Implantes com diâmetros maiores apresentam vantagens significantes em regiões de pré-molar e molar, onde defeitos criados por extrações dentárias podem resultar em uma preparação óssea diminuída. Porém, a utilização de implantes com maior diâmetro pode apresentar desvantagens como o aumento da produção de calor durante a instrumentação com brocas do sítio cirúrgico. O comprimento do implante é considerado como a distância da plataforma até o ápice do implante. O uso de implantes com pequeno comprimento, não tem sido recomendado, pois, há dificuldade em favorecer a dissipação das forças oclusais. Quanto maior a distribuição das forças, há prevenção na distribuição das tensões e minimiza-se a possibilidade de concentração de tensões na interface osso-implante. Estudos longitudinais mostram maiores taxas de falha em implantes com comprimento menor que 7 mm. Os autores comentam que a área de contato entre osso e implante pode ser aumentada com tratamentos superficiais, melhorando a estabilidade inicial, e o prognóstico em osso de

baixa qualidade. A forma do implante geralmente simula uma raiz dentária, e este aspecto tem efeito na biomecânica do implante. Implantes cônicos parecem apresentar maior dissipação de tensão que implantes cilíndricos. Roscas com formato de V têm sido utilizadas para aumentar a superfície de contato e melhorar a estabilidade inicial. Acredita-se que a geometria da rosca apresenta um efeito positivo na biomecânica dos implantes. Alguns estudos mostram que o formato retangular de rosca não é favorável na cirurgia de implante. Foi demonstrado 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.

HANSSONA *et al.* (2003) em seus estudos, observaram que o perfil da rosca afeta a magnitude dos picos de tensão no osso e a capacidade do implante resistir à cargas impostas. Perfis com pequenas dimensões das roscas são mais favoráveis. Roscas com partes retas no topo do filete da rosca são perfis de rosca desfavoráveis. Um grande raio de curvatura no topo da rosca é um dos perfis mais desfavoráveis e roscas com passos pequenos apresentam perfil favorável e eficiente na distribuição de tensões.

SHIGLEY (1977) descreveu que os parafusos são largamente empregados para a união de componentes de máquinas e peças. Estes parafusos são apertados através da aplicação de um torque em sua cabeça e à medida que ocorre o aperto, são geradas tensões no parafuso. A força gerada no corpo do parafuso é denominada pré-carga. A pré-carga é necessária para manter a união das partes, quanto maior a pré-carga, maior a união das partes. Havendo pré-carga excessiva, o parafuso sofre deformação plástica e a união entre as partes fica reduzida.

O estudo de PIERRISNARD *et al.* (2002) avaliaram através da análise de elementos finitos, a influência dos desenhos de três implantes dentários na micromovimentação, na intensidade de força cervical, e na distribuição da força após o carregamento oclusal. Os implantes em questão eram: um cilindro clássico, o segundo implante era reforçado por dois pinos travando bi-corticalmente, e o terceiro era um

implante dentário de expansão. Os parâmetros analisados pelos autores foram: a geometria do implante, a qualidade do osso trabeculado, e a orientação do carregamento oclusal. Foi observado que a estabilidade inicial do implante com pinos foi maior que a estabilidade inicial dos outros projetos investigados, independente da qualidade do osso trabeculado e da orientação do carregamento oclusal. Para o implante cilíndrico, as forças foram concentradas na região da garganta; para o implante de expansão apical, as forças foram distribuídas uniformemente da garganta ao ápice do implante. Para o implante travado com pino, as forças em torno da garganta eram moderadas e concentradas em torno dos pinos. A estabilidade inicial do pino implante foi maior que a do implante de expansão, porém o implante de expansão mostrou distribuição de forças mais favorável.

#### 1.2.5 TRATAMENTO SUPERFICIAL DE IMPLANTES DE TITÂNIO

Modificações nas superfícies de implantes de titânio comercialmente puro grau 4, podem acelerar a adesão, migração e proliferação celular, e desta maneira acelerar o processo de osseointegração. A rugosidade é alterada em implantes dentários com o objetivo de possibilitar a inserção em osso de baixa qualidade e reduzir o tempo de osseointegração.

Os tratamentos superficiais são realizados com o objetivo de aumentar a ligação química e mecânica entre o implante e osso. Uma superfície com rugosidade ideal é a almejada para que ocorra a deposição de matriz e crescimento do tecido ósseo em íntimo contato com o osso.

A interação entre células e materiais do implante é influenciada pela composição da superfície da estrutura e/ou da superfície do material. O titânio e suas ligas apresentam superioridade sobre outros materiais em muitas aplicações clínicas. Este comportamento predominante ocorre pela formação de uma camada passiva e densa do óxido que se forma em meios oxidantes.

Os implantes odontológicos são produzidos a partir barras de titânio comercialmente puro. Após a usinagem e conformação do implante, sua superfície poderá ser tratada, ou o implante pode ser limpo e esterilizado, sem passar por tratamentos.

A qualidade das interações iniciais célula-material é responsável pelas propriedades funcionais, ao longo prazo, de todo o dispositivo implantado. Os biomateriais odontológicos e ortopédicos devem promover adesão de osteoblastos otimizando o processo da integração entre implantes cirúrgicos colocados e tecidos biológicos.

GUÉHENNEC *et al.*(2006) fizeram uma revisão dos diferentes métodos usados para aumentar a rugosidade da superfície e a aplicação de recobrimentos osteocondutivos em implantes dentários. Tal estudo se faz relevante, uma vez que, a taxa de osseointegração dos implantes dentários de titânio está relacionada com sua composição e rugosidade superficial. Os implantes com superfície rugosa favoreceram a ancoragem óssea e a estabilidade biomecânica. Recobrimentos osteocondutivos de fosfato de cálcio propiciam a cicatrização e promovem aposição e cicatrização óssea, permitindo uma rápida fixação biológica dos implantes. Em seu trabalho, GUÉHENNEC e colaboradores descreveram as morfologias de implantes submetidos a tratamentos superficiais, tais como a plasma-spray de titânio, jateamento com sílica, ataque ácido, revestimentos com fosfato de cálcio e anodização. A maioria destas superfícies está disponível comercialmente e apresentaram bom prognóstico clínico (95% em 5 anos). Os autores revisaram as superfícies citadas e concluíram que a composição química da superfície e a topografia no estágio inicial de osseointegração em implantes dentários ainda não são amplamente conhecidas. Além disso, estudos clínicos comparativos com diferentes superfícies diferentes do implante não são tão bem explorados.

XAVIER *et al.* (2003) observaram a biocompatibilidade do titânio com diferentes tratamentos de superfície realizando cultura de osteoblastos. As superfícies dos discos

de titânio comercialmente puro foram preparadas por meio de usinagem, banho ácido (HNO<sub>3</sub>), jateamento com óxido de alumínio e jateamento com óxido de alumínio seguido de banho ácido. As superfícies foram avaliadas quanto à rugosidade e a topografia. Não houve diferença nas superfícies quanto à rugosidade. A adesão celular não foi afetada pelos tratamentos de superfície. A formação de matriz mineralizada, após 21 dias de cultura, foi menor nas superfícies jateada e na superfície tratada por associação de jateamento e ataque ácido; nas quais foi detectada a presença de alumínio.

A taxa de osseointegração dos implantes dentários de titânio é relacionada a sua rugosidade, composição e superfície. Os implantes com superfície rugosa favorecem a estabilidade biomecânica. Os revestimentos com fosfato de cálcio promovem cicatrização osteoindutiva e justaposição do osso, permitindo acelerar a fixação biológica dos implantes. Os diferentes métodos de tratamento de superfície aumentam a rugosidade de superfície, assim como a aplicação de revestimentos osteocondutivos pode acelerar osseointegração de implantes de titânio. Os tratamentos de superfície, tais como a plasma-spray de titânio, os revestimentos de fosfato ou de cálcio, anodização, ataque com ácidos podem ser realizadas. A maioria destas superfícies está comercialmente disponível e sua eficácia clínica está comprovada. A exata influência da composição química da superfície e da topografia no mecanismo da osseointegração de implantes dentários ainda não é totalmente esclarecida. Esta análise pode facilitar a compreensão das interações entre proteínas, células e tecidos, e superfícies do implante. A liberação local de drogas absorvíveis pode ser realizada com o objetivo de estimular o osso na região ao redor do implante para solucionar situações clínicas difíceis, nas quais existam qualidade e quantidade pobres do osso. Estas estratégias terapêuticas devem melhorar o processo da osseointegração de implantes dentários e a influência do carregamento.

PERRIN *et al.*(2002) compararam três superfícies de implantes jateados e atacados com ácido (SLA), sendo que o primeiro grupo era sem alteração da superfície, o segundo grupo teve a sua superfície altamente alterada e o terceiro grupo



foi tratado termicamente para remover o composto hidreto de titânio. Os resultados demonstraram que a composição da superfície não alterou significativamente a resposta óssea nas diferentes superfícies de SLA. Concluíram que as propriedades de osteofilia, ou seja, a afinidade por células ósseas, é devida à natureza da superfície de SLA e sua topografia, e não à composição específica da superfície.

AMARANTE *et al.* (2001) em sua revisão de literatura sobre implantes tratadas com plasma de titânio (TPS) e jateadas com sílica e tratadas com ácido (SLA), observaram que a porosidade não é condição para que haja deposição óssea, porém, apresenta um papel importante no percentual de aposição óssea na superfície do implante, assim como um aumento na velocidade dessa aposição. Os estudos apontaram para uma melhoria nesses parâmetros utilizando-se a superfície de SLA. Os resultados mostram que a rugosidade e o tratamento químico das superfícies parecem atuar nas forças cisalhantes, principalmente avaliando o torque de remoção dos implantes. Assim, os autores observaram que as alterações na superfície dos implantes podem otimizar a osseointegração e permitir o carregamento mais precoce e a utilização em áreas com menor densidade ou auxiliar a aplicação em osso regenerado recentemente.

ELIAS *et al.* (2000) em sua revisão de literatura verificaram que não existe um padrão definido sobre a morfologia dos implantes e do tratamento da superfície ao avaliarem a qualidade da superfície dos implantes de titânio. Concluíram que a energia superficial dos implantes e sua interação com as células estão relacionadas à interface do implante no osso, sendo que os revestimentos dos implantes influenciaram na bioadesão, e que para o titânio seu óxido é importante nessa ligação.

RUPP *et al.* (2004) investigaram a influência da modificação microestrutural de quatro diferentes superfícies de implantes dentários e realizou a análise da dinâmica do ângulo de contato (DAC), com o intuito de observar as mudanças durante o contato inicial com sistemas aquosos. Todas as superfícies foram jateadas com sílica e tratadas com ácido, sendo que os ataques ácidos foram feitos com diferentes tipos de

combinações de ácidos e um grupo foi oxidado. Os resultados sugerem que a microtextura influencia de forma notória na molhabilidade de superfícies de implantes de titânio durante o contato inicial com o sítio e o início da resposta biológica de adsorção de proteínas plasmáticas. As superfícies microtexturadas, que apresentam total molhabilidade, podem permitir o contato inicial com o sítio após a implantação, em conjunto com um aumento significativo na hidrofília do material.

ELLINGSEN *et al.* (2004) verificaram a influência que a modificação na superfície de titânio com fluoreto poderia exercer na resposta óssea após a implantação. Implantes dentários de titânio, jateados e oxidados foram investigados mediante a inserção em tíbias de coelho. Análises quantitativas da rugosidade da superfície, travamento biomecânico, e reações teciduais *in vivo* nos coelhos, um e três meses após a colocação foram comparados. Os implantes modificados por fluoretos apresentaram superfície com menor rugosidade que os implantes controle. Os valores de torque de remoção e o limite de proporcionalidade entre o osso e o implante foram significativamente maiores para o grupo teste em comparação aos implantes controle três meses após a implantação. As avaliações histomorfométricas demonstram maior contato osso-implante no grupo teste quando em comparação com o controle, um mês após a colocação. A modificação da superfície dos implantes, com uso de fluoretos, pode resultar em fenômenos morfológicos e físico-químicos significativos para a resposta óssea. Outra possível explicação para os resultados é que as mudanças na estrutura química da superfície podem ser mais favoráveis para a ligação óssea. Assim, baseados nos dados biomecânicos e histomorfométricos, implantes de titânio modificados com fluoretos demonstram uma ancoragem maior que os implantes de titânio não modificados. Esses implantes permitiriam uma maior integração com o osso que os implantes não modificados após um tempo curto de cicatrização.

#### 1.2.6. SUPERFÍCIES OXIDADAS

ZHU *et al.* (2004) investigaram a influência da composição química e características dos óxidos de superfície de titânio no comportamento celular dos

osteoblastos. Os óxidos de superfície do titânio foram modificados quanto à composição e topografia mediante oxidação anódica com dois tipos de eletrólitos. Os experimentos de cultura de células demonstraram a ausência de citotoxicidade e o aumento na adesão de osteoblastos e proliferação das amostras realizadas por oxidação anódica. As células nas superfícies com microporos, mostraram crescimento irregular e poligonal e mais lamelopodos, enquanto os osteoblastos das superfícies usadas como controle ou com óxidos produzidos em baixas voltagens, mostraram mais fibras de tensão e intensos contatos focais. Os autores concluíram que a atividade da fosfatase alcalina (ALP) das células, não apresentaram nenhuma correlação com as características das superfícies tratadas por oxidação anódica.

LI *et al.* (2004) fizeram um estudo para avaliar a modificação da superfície de um implante titânio através do tratamento por oxidação com micro-arco (OMA). Uma camada porosa foi formada na superfície do implante após o tratamento da oxidação. A composição e a morfologia da camada do óxido eram dependentes da tensão aplicada durante o tratamento da oxidação. Com o aumento da voltagem, a atividade da fosfatase alcalina aumentou, enquanto que a taxa da proliferação celular diminuiu. Nos testes preliminares *in vivo* em coelhos, as amostras tratadas por oxidação, mostraram uma melhoria considerável em sua potencialidade de osseointegração, em comparação ao implante de titânio puro.

O estudo de EISENBARTH *et al.*(2002) procuraram avaliar camadas de dióxido de titânio com espessura de 100 nm produzidas na superfície de titânio CP grau 2, e em uma liga experimental com elevado índice de vanádio (Ti15Al25V) como controle. As camadas foram produzidas pela oxidação térmica, anodizadas e revestindo por meio do processo de sol/gel. As camadas resultantes do óxido foram caracterizadas com respeito de suas estrutura e composição química. Em testes com células (proliferação, morfologia, coloração para actina), a reação das células foi examinada. Foi observado que a camada do óxido titânio produzida por meio de sol/gel, pode proteger as células dos elementos metálicos tóxicos. Assim, os resultados

demonstraram que a reação da célula é influenciada somente pela camada de superfície fina de óxido titânio e não pela composição do material em si.

### 1.2.7 ESTABILIDADE PRIMÁRIA

A estabilidade primária é um dos pré-requisitos mais importantes para a realização da técnica de carga imediata. Estabilidade primária pode ser definida como a distribuição das cargas impostas aos implantes para os tecidos adjacentes de forma homogênea, para minimizar a distribuição de tensões entre o implante e o osso adjacente. A estabilidade mecânica conseguida no momento da instalação de implantes dentários é conhecida como estabilidade primária. Um implante com estabilidade primária deve permitir a distribuição das cargas para os tecidos adjacentes de forma homogênea, e minimizar a tensão entre o implante e o osso adjacente. A estabilidade secundária é alcançada após reparação óssea, e é consequência da estabilidade primária acrescida da formação e remodelação da interface osso-implante.

Dentre os fatores que influenciam a estabilidade primária, pode-se citar: a densidade óssea, o desenho do implante, e a técnica cirúrgica que inclui o torque e a instrumentação. A influência do tipo de superfície do implante na estabilidade primária não tem sido analisada na literatura aberta.

### 1.2.8 AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE COM PERIOTEST

O Periotest é um instrumento utilizado para medir a mobilidade dentária, porém, tem sido empregado na avaliação da estabilidade de implantes dentários. Implantes são considerados estáveis quando os valores do Periotest (VPT) estão entre -7 e 0, não integrados quando o VPT está maior que +6, e na linha entre osseointegrados e não integrados entre 0 e +5.

PROUSSAEFS *et al.* (2004) em um estudo piloto observaram o índice de sucesso clínico, através de radiografias e avaliação com Periotest de implantes recobertos com hidroxiapatita, carregados imediatamente, em área de pré-molar.

CORSO *et al.*(1999) inseriu 40 implantes em mandíbulas de quatro cães com quatro superfícies diferentes TPS (plasma spray de titânio) e três tipos de HA (hidroxiapatita). Foi realizado o carregamento, dois dias após a cirurgia, seguido das avaliações clínica com o Periotest e radiográfica. Entre os implantes carregados, somente um implante apresentou valores que poderiam ser considerados como insatisfatórios no momento da instalação. Após um período de um mês, 39 implantes apresentaram valores aceitáveis com a medição com o Periotest. As avaliações radiográficas indicaram ausência de radiolucidez entre implante e osso. Os autores concluíram que a carga mastigatória nos implantes unitários não impede a integração com o tecido ósseo, e as condições possibilitaram ainda, excelente estabilidade primária.

LIOUBAVINA-HACK *et al.*(2006) investigaram a influência da estabilidade inicial de implantes dentários no estabelecimento da osseointegração através de um modelo experimental de enxerto ósseo. Para o estudo dezesseis ratos masculinos foram usados. As perfurações foram produzidas no ramo da mandíbula dos ratos. Uma cápsula rígida, semi-esférica de Teflons com diâmetro de 6mm e altura de 4mm e com um furo em sua parcela média, foi preparada para ficar igual à circunferência de um implante de titânio ITI® HC de 2,8mm de diâmetro, foi colocada no ramo usando 4 mini-parafusos. Em um lado da maxila, o implante foi colocado através do furo de tal maneira que seu ápice não tinha o contato com o ramo mandibular (teste). A colocação do implante não assegurou a estabilidade primária. No outro lado da maxila, um implante similar foi colocado através do furo da cápsula de tal maneira que o contato foi feito entre o implante e a superfície do ramo (controle). Este procedimento forneceu a estabilidade primária do implante. Após a colocação dos implantes, os tecidos moles foram reposicionados sobre as cápsulas e suturados. Após 1, 3, 6 e 9 meses, quatro animais foram sacrificados e submetidos à análise morfométrica. Os resultados

mostraram que a altura média direta do contato osso-implante dos implantes com estabilidade primária era 38,8%, 52,9%, 64,6% e 81,3% do comprimento do implante em 1, 3, 6 e 9 meses, respectivamente. O osso junto à superfície, aos 28,1%, aos 28,9%, aos 52,6% e aos 69,6% do implante, respectivamente, consistia em osso mineralizado. Nos implantes do teste, nenhum contato osso-implante foi observado nos espécimes não estabilizados. Os estudos concluíram que a estabilidade primária do implante é um pré-requisito para a osseointegração bem sucedida, e que a instabilidade do implante resulta em encapsulamento fibroso, confirmando as observações clínicas previamente feitas.

DRAGO *et al.* (2000) em um período de um ano acompanharam 40 pacientes com implantes instalados. O instrumento Periotest foi usado no estágio II da cirurgia, na moldagem final, na colocação da prótese, e de 6 e 12 meses após a imposição da carga oclusal para quantificar a mobilidade ou ausência de mobilidade de implantes com cicatrizadores convencionais temporários. Um total de 113 implantes dentários foi colocado nos arcos de 26 mulheres e 14 homens. Dez implantes falharam, não havendo osseointegração. Assim, a taxa de osseointegração foi de 91%. Os percentuais de osseointegração variaram de 79% na região posterior da maxila e 100% na região anterior da mandíbula. Valores absolutos obtidos com Periotest maiores que 5 não devem ser usados pelos clínicos para prever se implantes dentários irão exibir falha na osseointegração. Os clínicos devem usar todos os parâmetros disponíveis para avaliar a osseointegração dos implantes.

ABBOUD *et al.* (2005) procuraram investigar a segurança clínica de implantes unitários imediatamente carregados inseridos em região posterior da maxila e da mandíbula. Foram instalados implantes unitários em regiões cicatrizadas após exodontias em 20 pacientes adultos. Exames radiográficos e clínicos foram realizados no dia da instalação e em 3, 6, e 12 meses. O nível marginal do osso no momento da inserção do implante foi preservado. Ocorreu reabsorção média no nível marginal do osso de 0,01mm em 12 meses. O valor médio de Periotest após 360 dias foi -4. A pesquisa clínica dos autores mostrou que o carregamento imediato é uma modalidade

viável de tratamento. Foi conseguida uma taxa satisfatória de sucesso, com respostas positivas do tecido. Os resultados indicaram que o carregamento imediato de implantes não esplintados (unidos) em região posterior pode ser uma opção possível de tratamento com um resultado estético favorável.

PROUSSAEFS *et al.*(2002) avaliaram o carregamento imediato clinicamente, através de análise radiográfica da estabilidade e com o auxílio do Periotest. Em todos os casos, uma coroa acrílica provisória de resina foi colocada imediatamente após a cirurgia de implante. A coroa metalo-cerâmica definitiva foi colocada seis meses após a cirurgia. As radiografias demonstraram 0,58; 0,73; 0,84 e 0,90 mm de perda marginal média do osso em um, três, seis, e 12 meses, respectivamente, após a cirurgia. No dia da cirurgia, a mobilidade média avaliada com o dispositivo Periotest foi -3.3 e os valores médios de -3,77; -3,47 e -3,63 foram determinados em três, seis e 12 meses, respectivamente, após a cirurgia de instalação dos implantes. Os parâmetros dos tecidos peri-implantar (sangramento e profundidade de sondagem), mobilidade, e o nível marginal do osso pareceram ser similares aos estudos com cirurgias com protocolo de dois estágios, não apresentando fatores que contra-indiquem essa técnica cirúrgica.

TORTAMANO (2006) avaliaram a sobrevivência e o sucesso de implantes Straumann após o carregamento imediato. Um novo método para confeccionar próteses definitivas eficazes para ser carregada imediatamente em pacientes edêntulos foi apresentado. Para o estudo nove pacientes receberam quatro implantes cada um, e as próteses foram instalados em menos de 48 horas após a colocação do implante. A mobilidade foi avaliada com auxílio do Periotest imediatamente após os procedimentos cirúrgicos e três meses após a cirurgia. A avaliação clínica dos tecidos moles foi realizada mensalmente depois que as suturas foram removidas, e as radiografias foram obtidas seis, 12, e 24 meses após a cirurgia. Os valores obtidos com o Periotest revelaram que os valores estatísticos eram compatíveis com os de estabilidade, com nenhuma mobilidade. Nenhum sinal de inflamação e sangramento foi observado. As radiografias não revelaram nenhuma área contínua de radiolucidez dos 36 implantes

após 24 meses. Não houve perda dos implantes e a taxa do sucesso foi de 100%. Os autores observaram que o Periotest pode ser um instrumento auxiliar na previsibilidade de implantes dentários, porém outros parâmetros devem ser levados em conta para uma boa avaliação do implante.

ROYNESDAL *et al.* (2001) avaliaram a eficácia do carregamento precoce de implantes dentários. Vinte e um pacientes entre 61 e 85 anos de idade com mandíbulas edêntulas foram submetidos a cirurgias para instalação de implantes titânio com cobertura de óxido de titânio plasma-spray na região interforaminal. Dez pacientes tiveram os implantes carregados com após três meses (grupo controle). Outros onze pacientes (grupo teste) tiveram próteses instaladas em até três semanas. A reabsorção marginal do osso, os valores de Periotest, e a satisfação do paciente foram avaliadas. A taxa cumulativa da sobrevivência do implante foi de 100% para ambos os grupos após 24 meses. O reabsorção marginal do osso após um ano em torno de todos os implantes variou de 0 a 2 milímetros (não houve diferença significativa entre os grupos;  $P < 0.05$ ). Os valores de Periotest para todos os implantes 1 ano após o carregamento estavam abaixo de zero (escala -1 a -6), demonstrando assim, um bom resultado de estabilidade. Os resultados dos autores sugerem que o carregamento precoce é uma técnica bem sucedida que pode ser empregada com boa previsibilidade.

VANSCHOIACK *et al.* (2006) realizaram estudos para avaliar o efeito da densidade do osso na dissipação da energia de um implante no momento de sua colocação cirúrgica. Neste estudo, quatro geometrias diferentes de implantes dentários foram testadas. Foram usadas densidades simuladas do osso, em uma série de modelos artificiais. Empregou-se o politetrafluoretileno (PTFE) com várias densidades e estruturas. Os implantes foram colocados de acordo com protocolos recomendados pelos fabricantes. A hipótese do trabalho é que o Periometer, um sistema da ponta de prova da percussão projetado para medir a mobilidade, possa ser usado para avaliar a qualidade da estrutura subjacente da sustentação. Outra hipótese é que os resultados do Periometer podem ser usados para diferentes geometrias do modelo do implante dentro das mesmas estruturas da sustentação. A instrumentação da ponta de prova da



percussão de Periometer forneceu medidas do coeficiente da perda e das curvas do retorno-tempo da energia nos corpos de prova de maior rigidez. Embora o coeficiente da perda geralmente diminuísse com a densidade como se esperava, era evidente que a estrutura da relação osso-implante também afetou fortemente este parâmetro. Os resultados dos autores são suportados pela observação de maiores flutuações no retorno da energia para os valores do coeficiente da perda que eram mais elevados do que esperado baseado na densidade simulada do osso. Foi sugerido que o Periometer pode ser utilizado em estudos *in vivo* para melhor caracterização desse método.

### 1.2.9 FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

A frequência de ressonância é um método que permite a avaliação da estabilidade do implante e ocorre mediante a ligação de um transdutor ao implante. O aparelho emite um sinal que colide com o transdutor, e emite outro sinal que é captado pelo mesmo aparelho e assim ocorre a medição da frequência de ressonância.. Esse método é relacionado com a distância do implante ao osso, assim como a espessura da interface entre o osso e o implante MEREDITH (1997). Um dos principais aparelhos que medem a frequência de ressonância é o Osstell (Integration Diagnostics AB - Suécia). Valores acima de 60 podem ser associados a uma estabilidade satisfatória para a realização da técnica de carga imediata.

Estudos como o de RASMUSSEN *et al.*(1998) que realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de avaliar o efeito do tempo na estabilidade de implantes colocados em áreas de enxerto, em comparação com implantes instalados em áreas não enxertadas, utilizaram a frequência de ressonância para avaliar a estabilidade dos implantes. A estabilidade foi medida através de torque de remoção, histologia e da avaliação por frequência de ressonância ao longo do tempo em um período de quatro a 24 semanas. Os autores observaram o aumento da estabilidade dos implantes nos dois grupos após 24 semanas. No momento da inserção não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os resultados demonstraram que implantes de titânio instalados em enxertos autógenos em único estágio tiveram valores estatisticamente

significantes mais altos quando medidos pela freqüência de ressonância, e pelo torque de retirada, comparando-se com o grupo controle não enxertado.

GEDRANGE *et al.*(2005) avaliaram a estabilidade primária de implantes ortodônticos curtos. No estudo, 14 cabeças humanas de cadáver foram usadas. As estabilidades de implantes ortodônticos (Straumann) com comprimentos de 4mm e 6mm colocados em localizações diferentes (sutura palatal e paramedial) foram avaliadas. Os implantes com comprimento de 6mm foram colocados somente na sutura e a estabilidade primária foi determinada de forma não invasiva por freqüência de ressonância com o Osstell. O método para a análise dos parâmetros morfométricos do contato osso-implante foi realizado por meio de avaliações histológica e radiográfica. Os resultados do ensaio mostraram que implantes de 6mm apresentaram estabilidade primária mais significativa na sutura palatal do que implantes de 4mm inseridos paramedialmente ( $P < 0.05$ ). Nenhuma diferença foi encontrada entre implantes de 6mm e de 4mm na sutura palatal e entre implantes de 4mm na sutura palatal para paramedial. Os resultados histológicos e radiológicos demonstram a capacidade da estabilidade do implante ser avaliada pela investigação da quantidade e densidade do osso em torno do implante. A estrutura do osso, especialmente, o tamanho dos poros no osso trabecular, e a forma de instrumentação e instalação dos implantes podem influenciar a estabilidade. Assim, o estudo mostra que o implante curto oferece fixação suficiente ao osso, independentemente do local de colocação. A qualidade da técnica e a estrutura do osso são mais importantes do que o comprimento do implante

RASMUSSEN *et al.* (1999) estudaram a cicatrização e a estabilidade de implantes de titânio com um modelo animal usando coelhos, com enxerto livre de osso, colocados simultaneamente ou após oito semanas de cicatrização e seguido por 24 semanas. O osso do crânio foi usado como o local fornecedor e a metáfise tibial como o local receptor. As medidas da estabilidade foram executadas usando a análise de freqüência de ressonância (AFR) na colocação do implante e após quatro, oito, 16 e 24 semanas de cicatrização. Os torques de remoção 24 semanas após a cirurgia não revelaram nenhuma diferença entre os dois procedimentos. As seções histológicas

foram preparadas nos espécimes após oito, 16 e 24 semanas de cicatrização. Foi observado que não houve nenhuma diferença estatística significativa no grau de contato osso-implante entre os dois grupos. Conclui-se que os resultados da colocação posterior do implante no osso autógeno do enxerto apresentam boa integração e em uma melhor estabilidade dos implantes.

Em sua revisão bibliográfica MOLLY *et al.*(2006) realizaram uma busca no Pubmed encontrando 66 trabalhos que discutiam a densidade do osso da mandíbula humano e que avaliaram sua relação com a estabilidade do implante. Quarenta e cinco trabalhos foram selecionados para serem abordados em sua revisão. A autora concluiu que muitos métodos pré-operatórios usados na avaliação da densidade não estão disponíveis para o clínico. A maioria das técnicas descritas se correlaciona. Algumas das técnicas são mais elaboradas para serem usadas na prática clínica. As medidas preliminares da estabilidade mostram correlações significativas com densidades diferentes do osso e também com resultado de osseointegração do implante. Entretanto, existem poucos estudos que investigam os dois parâmetros simultaneamente. A autora ainda afirma que para investigar o resultado do método da adaptação do protocolo cirúrgico no que diz respeito à densidade da mandíbula, uma determinação pré-cirúrgica objetiva da densidade do osso é necessária, como por exemplo, o método de tomografia computacional.

PATTIJN *et al.* (2006) avaliaram o comportamento do sistema do osso-implante-transdutor (Osstell) por meio das análises de elementos finitos. A influência dos parâmetros diferentes foi determinada: (1) o tipo de ancoragem do implante (trabecular, cortical, uni-cortical, ou bi-cortical); (2) o diâmetro do implante; (3) o comprimento do implante no osso e (4) a rigidez do osso. O tipo de ancoragem aparenta determinar o comportamento resultante do sistema implante-transdutor. Um comportamento de corpo rígido foi encontrado na ancoragem uni-cortical e para ancoragem homogêneo com baixa rigidez do osso ( $\geq 1000$  MPa), e ancoragem bi-cortical ( $\geq 5000$  MPa). As dimensões do implante influenciam nos valores das frequências de ressonância. Normalmente, um aumento no diâmetro ou no

comprimento do implante ou no osso, resulta em freqüências de ressonância mais elevadas. Este estudo mostrou também, que no caso de medidas de freqüência de ressonância, o comportamento de corpo rígido do sistema implante-transdutor é mais sensível às mudanças na rigidez do osso. Foi concluído, que o transdutor do Osstell, apresentou melhores resultados comparativos, na observação longitudinal da estabilidade do implante, mas não, para a comparação quantitativa da estabilidade dos implantes.

PATTIJN *et al.* (2006) identificaram os parâmetros que deveriam ser controlados durante as medidas da freqüência de ressonância *in vivo* com transdutor Osstell™ para implantes colocados em animais. Um estudo numérico e medidas *in vitro* foram executados visando determinar a influência das condições limite. Também foi avaliada a influência da orientação do transdutor na freqüência de ressonância, medida com transdutor. No modelo, o tipo de condição limite, a orientação do transdutor (paralelo ou perpendicular ao longo eixo do osso) e o comprimento do osso modelado apresentaram influência nos valores da freqüência de ressonância. Observou-se que, a orientação perpendicular do transdutor resulta em uma freqüência de ressonância menor do que um transdutor com orientação paralela ao longo eixo. Um comprimento maior de osso em torno do implante resulta em uma freqüência de ressonância menor. Aplicar condições de limite controladas durante em medidas *in vivo* apresenta influência positiva na repetibilidade das medidas de Osstell. Isto melhora a possibilidade de uso da técnica para medir mudanças relativas do implante-osso durante a cicatrização do implante.

Existem modelos comerciais para medida da freqüência de ressonância em implantes dentários: Osstell e Osstell *mentor*™. A medida da freqüência de ressonância é realizada usando modos diferentes de fixação do transdutor. Em conseqüência a orientação do transdutor deve ser analisada, uma vez que no modelo do Osstell, o transdutor possui fios que são conectados diretamente no aparelho de medida de freqüência, enquanto que no Osstell *Mentor*™, essa conexão não é necessária. No aparelho Osstell *Mentor*™, somente o transdutor é acoplado ao implante e o aparelho

para a leitura da frequência de ressonância é aproximado do transdutor. Assim, pela emissão e recepção de sinais, os valores são adquiridos.

É possível analisar e comparar a estabilidade de implantes colocados em regiões enxertadas e em regiões não enxertadas. O objetivo do estudo de SJÖSTRÖM *et al.* (2005) foi comparar implantes colocados em maxila com e sem enxertia óssea, por meio de análise de frequência de ressonância (AFR). Os autores observaram a estabilidade e falhas clínicas dos implantes. Vinte e nove pacientes edêntulos com atrofia severa de maxila foram tratados com o enxerto de osso autógeno. Dez pacientes não enxertados foram considerados como grupo de controle. A AFR foi executada no momento da colocação do implante, e 6 meses após o carregamento. Dezesete implantes (8%) foram perdidos no osso enxertado e um (1%) no osso normal. A AFR apresentou valores similares nos enxertos de maxila e normais, isto é aumentando a frequência de ressonância (FR) com o tempo. Vinte implantes que possuíam certa mobilidade (estabilidade primária baixa) no momento da inserção apresentaram um valor significativamente menor na colocação do implante. A análise da frequência de ressonância para os implantes que falharam revelou uma tendência para valores mais baixos quando comparados com os implantes bem sucedidos. Conclui-se que, a partir dos resultados de frequência de ressonância os implantes colocados no osso enxertados colocados com técnica de dois estágios apresentaram uma estabilidade similar àquela dos implantes colocados em osso não enxertado.

MIYAMOTO *et al.* (2005) avaliaram quantitativamente a estrutura regional do osso por exame pré-operatório de tomografia computadorizada, e a estabilidade do implante dentário pela análise de frequência de ressonância no momento da cirurgia. O estudo teve por objetivo pesquisar a relação entre a estrutura local do osso e a estabilidade do implante dentário nos seres humanos. A estabilidade do implante no momento da instalação é frequentemente difícil de conseguir no osso de densidade menor, e esta característica pode influenciar a eficácia do tratamento. Poucos estudos clínicos relataram as características detalhadas do osso mediante tomografia computadorizada antes da cirurgia e medidas detalhadas da estabilidade do implante

no momento da cirurgia. Os autores estudaram a hipótese que um osso cortical mais espesso melhoraria a estabilidade do implante dentário no momento da cirurgia. Antes do exame radiográfico, os modelos-diagnóstico foram feitos incorporando indicadores radiopacos. As varreduras da tomografia computadorizada foram realizadas antes da cirurgia. Antes da cirurgia, a espessura do osso cortical nos locais da inserção do implante foi medida manualmente e então a cirurgia da inserção do implante foi executada. Medidas da estabilidade de 225 implantes foram feitas usando um analisador da frequência de ressonância. Observou-se uma forte correlação linear entre a espessura do osso e a frequência cortical de ressonância. O comprimento do implante teve uma baixa correlação com a estabilidade. Estes resultados sugerem que a estabilidade inicial na altura da instalação do implante está mais influenciada pela espessura cortical do osso do que pelo comprimento do implante. A relação cortical e medular do osso local é extremamente importante para a estabilidade do implante no momento da cirurgia. Portanto, avaliar a condição local do osso é determinante para o sucesso do tratamento.

O objetivo da investigação de MEREDITH *et al.* (1997) era avaliar a utilização do parâmetro de frequência de ressonância como medida clínica da estabilidade do implante. Os valores de frequência de ressonância são conseguidos medindo a resposta de um pequeno transdutor unido a um dispositivo elétrico ou a um limite do implante. Dois grupos de pacientes foram selecionados para o estudo. O grupo A foi formado por 9 pacientes que tiveram um total de 56 implantes colocados. As medidas da frequência de ressonância foram realizadas instalando-se o dispositivo elétrico e repetidas 8 meses mais tarde. A frequência de ressonância do sistema de implante-transdutor aumentou para 50 em 56 implantes e a média dos valores foi 7473 Hz $\pm$ 127Hz (P<0,05) a um meio de 7915 Hz  $\pm$  112 Hz (P<0,05). Dois implantes não aparentavam estar osseointegrados e a frequência de ressonância destes tinha diminuído. O grupo B compreendeu 9 pacientes, nos quais tinham sido instaladas próteses fixas e tiveram um total de 52 implantes colocados. As análises foram realizadas com o dispositivo elétrico 5 anos após a colocação, e as próteses devidamente removidas. Todos os implantes foram julgados clinicamente

osseointegrados. O nível do osso marginal em torno de cada implante foi calculado contando o número de linhas expostas em radiografias periapicais intraorais e adicionado ao comprimento para dar um valor denominado de comprimento eficaz do implante (CEI). As medidas indicaram uma correlação ( $R = -0,78$  e  $P < 0,01$ ) entre CEI e freqüência de ressonância. Os resultados suportam a hipótese de que a freqüência de ressonância está aparentemente relacionada à quantidade de implante não circundado por osso e pela estabilidade da relação de implante/tecido determinada pela ausência da mobilidade clínica.

BAREWALL *et al.*(2003) determinaram as mudanças na estabilidade durante a cicatrização precoce de implantes colocados em estágio único e analisaram a influência da superfície. O estudo foi realizado mediante a análise de freqüência de ressonância (AFR), com o Osstell. Para o estudo vinte pacientes tiveram um a quatro implantes colocados na maxila ou na mandíbula posterior. O tipo do osso foi classificado como do tipo um ao quatro, de acordo com o índice de apud *Lekholm e de Zarb (1985)*. O AFR foi usado para a medida direta da estabilidade do implante no dia da colocação e consecutivamente uma vez por a semana durante seis semanas e nas semanas oito e dez. Em seus resultados, os autores observaram que vinte e sete implantes ITI com tratamento de jateamento seguido de ataque ácido (SLA) foram colocados nas regiões do pré-molar e molar da maxila e mandíbula. A falha prematura ocorreu em um implante e foi relacionado com parafunção. Os 26 implantes restantes foram distribuídos: 29,6% em osso tipo 1; 37% em tipo 2 ou 3; e 33,3% no osso tipo 4. A medida média mais baixa de estabilidade ocorreu em três semanas para todos os tipos de ossos. A diminuição da porcentagem na estabilidade em relação ao dia da instalação ocorreu em três semanas e a maior relação ocorreu para o tipo de osso 4 (8,6%). Ocorreu aumento da porcentagem na estabilidade entre três e dez semanas (26,9%). O estudo após tratamento estatístico revelou diferenças altamente significativas entre a estabilidade do implante nos ossos tipo 1 e 4 em três semanas, e uma diferença moderada entre os ossos tipo 2, 3 e 4. A estabilidade do implante não mudou significativamente no período de dez semanas no osso tipo 1. No mesmo teste, não foi verificada diferença nas medidas de AFR no período de cinco semanas. Assim,

o estudo indicou os menores valores para a estabilidade do implante três semanas após a colocação, para todos os tipos de osso. Este efeito é estatisticamente significativo e mais pronunciado no osso tipo 4. Os autores concluíram que não houve nenhuma diferença significativa no padrão de mudanças da estabilidade entre tipos diferentes de osso após cinco semanas de cicatrização.

A análise da frequência de ressonância pode ser realizada para determinar o comportamento dos implantes quando inseridos nos diferentes tipos de ossos.

O objetivo do estudo de HUANG *et al.* (2002) foi determinar o comportamento do implante dental sob várias condições de osso circundante. Um estudo com modelagem 3D por elementos finitos de implante titânio foi desenvolvido. Neste modelo, o implante foi encaixado em uma seção cúbica do osso. Os efeitos das condições ósseas nas frequências de ressonância do implante foram comparados com tipos e densidades diferentes de osso. Os resultados obtidos pelos autores mostram que a frequência de ressonância do implante com osso circunvizinho tipo 3 diminuiu linearmente ( $r=-0,996$ ,  $P<0,01$ ) de 17,9 kHz (sem perda na densidade do osso) a 0,6 kHz (perda de 90% na densidade do osso) quando as densidades do osso foram diminuídas. Por outro lado, não havendo perda do osso, o valor o mais elevado da frequência de ressonância (36,1 kHz) foi encontrado quando o implante foi colocado no osso tipo I. Entretanto, a frequência de ressonância com osso tipo IV foi 9,9 kHz, que é menor do que o encontrado no tipo 1. Estes resultados sugerem que a análise de frequência de ressonância pode ser empregada, uma vez que é uma ferramenta diagnóstica não invasiva, que detecta a estabilidade de implantes dentários durante os estágios de cicatrização e no cuidado rotineiro subsequente da manutenção após o tratamento.

HUANG *et al.* (2003) em seu estudo, realizaram testes *in vitro* e em modelos *in vivo* avaliando a aplicação da análise de frequência de ressonância (AFR) na detecção da estabilidade primária de implantes. Nos testes *in vitro*, os valores de frequência de ressonância dos implantes colocados nos blocos ósseos com as cavidades pré-perfuradas de 3,75mm e de 5,0mm foram medidos e comparados. Os resultados



demonstraram que as condições iniciais baixas da estabilidade, contribuíram para um valor de frequência de ressonância inicial (FRI) ( $5,41 \pm 0,32$  kHz) e após um longo período de cicatrização (41 minutos) do que aquele em melhores condições ( $9,63 \pm 0,34$  kHz), 14 minutos para o período cicatrização simulado,  $P < 0,05$ ). Para validar tais testes *in vitro*, modelos animais foram também realizados. Os implantes foram colocados em tíbias esquerdas de seis animais. Os valores da frequência de ressonância dos implantes aumentaram significativamente ( $P < 0,05$ ) durante o período cicatrização e alcançaram um patamar após completa osseointegração. As variações de valores de frequência de ressonância dos implantes mostraram uma tendência similar aos resultados em testes de vitro, isto é, os implantes com valores mais elevados de frequência de ressonância inicial tiveram períodos de cicatrização mais curtos. Baseado nos resultados dos autores, os mesmos concluíram que a análise de frequência de ressonância é um método de confiança para a avaliação do processo de osseointegração inicial.

A proposta do estudo de BISCHOF *et al.* (2004) foi medir a estabilidade primária dos implantes de ITI colocados em ambas as maxilas e para determinar os fatores que afetam o quociente da estabilidade do implante (QEI) determinado pelo método de frequência de ressonância, BISCHOF *et al.* monitoraram a estabilidade dos implantes durante os primeiros três meses de cicatrização, e avaliaram a diferença entre os implantes instalados por carregamento imediato (CI) e o protocolo de carregamento padrão (CP). Os grupos de CI e de CP consistiram de 18 implantes pacientes com 63 implantes e de 18 pacientes com 43 implantes. Os implantes CI foram carregados após dois dias; Os implantes do CP foram seguidos de acordo com o procedimento de estágio único com cicatrização. O QEI foi medido com o Osstell no momento da colocação do implante, após uma, duas, quatro, seis, oito, dez e doze semanas. A estabilidade primária na maxila foi afetada pelo tipo do osso. O QEI foi maior na mandíbula ( $59,8 \pm 6,7$ ) do que na maxila ( $55,0 \pm 6,8$ ). O QEI foi significativamente mais elevado no osso tipo 1 ( $62,8 \pm 7,2$ ) do que no osso tipo 3 ( $56,0 \pm 7,8$ ). A posição do implante, o comprimento e o diâmetro do implante não afetaram a estabilidade primária. O ganho na estabilidade, após três meses, foi mais elevado no mandíbula do

que na maxila. A influência do tipo de osso e o nível ósseo exterior, assim como a qualidade do osso, não afetou a estabilidade do implante. O método da análise de frequência de ressonância não revelou nenhuma diferença na estabilidade do implante entre os implantes CI e CP durante o período cicatrização. A estabilidade do implante permaneceu constante ou ligeiramente aumentada durante as primeiras semanas. Um implante CP e outro CI falharam; ambos tinham 8mm de comprimento colocados em osso tipo 3. Na manutenção de um ano a taxa de sobrevivência dos implantes CI e dos implantes CP foi de 98,4% e 97,7%, respectivamente. Este estudo não mostrou nenhuma diferença na estabilidade do implante colocados com procedimentos de CI e de CP nos três primeiros meses.

GLAUSER *et al.* (2004) tiveram como objetivo de estudo, a análise da estabilidade do implante por medidas repetidas da análise de frequência de ressonância (AFR) durante um ano em 23 pacientes tratados de acordo com um protocolo de carga imediata. O objetivo era também avaliar as diferenças possíveis entre a falha e implantes bem sucedidos. Os implantes do sistema Brånemark foram colocados em 23 pacientes em carga imediata em todas as regiões da maxila. Trinta dos implantes foram colocados nos alvéolos da extração e 62 foram sujeitados aos procedimentos normais de preparação dos sítios. Após os exames clínicos e radiográficos, foi realizada a análise de frequência de ressonância na instalação, após a conexão da prótese e após um, três, seis e doze meses. As análises estatísticas foram realizadas para estudar as possíveis diferenças entre os implantes que falharam e os implantes que apresentaram sucesso. Os autores em seus resultados observaram que nove implantes falharam (11.2%) durante o primeiro ano de carregamento. A AFR mostrou um padrão de valores diferente entre os implantes remanescentes e os implantes que foram perdidos. Os implantes que falharam durante o estudo mostraram uma estabilidade significativamente mais baixa após um mês. Assim, foi concluído que dentro das limitações do estudo, os implantes que falharam mostraram diminuição contínua da estabilidade até a falha. Os níveis baixos do AFR após 1 e 2 meses indicam um risco aumentado para a falha futura. Esta informação pode ser usada para

evitar a falha do implante no futuro, quando é aconselhável remover a carga de implantes que apresentam redução da estabilidade com tempo.

A finalidade do estudo clínico de NEDIR (2004) foi avaliar o Osstell como uma ferramenta diagnóstica capaz de diferenciar implantes estáveis e implantes com mobilidade. Além de avaliar o valor do quociente da estabilidade do implante (QEI) obtido na colocação do implante, que pode ser indicativo de osseointegração, foi feita a comparação do QEI de implantes instalados com carregamento imediato (CI) e os implantes carregados após três meses através de carregamento padrão (CP). Dois grupos de pacientes foram registrados. Dezoito pacientes receberam 63 implantes e formaram o grupo CI e 18 pacientes foram tratados com 43 implantes formando o grupo CP. O QEI foi determinado na colocação do implante, após uma, duas, quatro, seis, oito, dez e doze semanas. Todos os implantes foram controlados um ano após o carregamento. Ocorreu falha em dois implantes, um implante CP com o QEI=48 na colocação, e outro implante do grupo CI com o QEI=53. O método da análise de frequência de ressonância (AFR) não foi considerado como uma ferramenta diagnóstica de confiança para identificar implantes móveis. A estabilidade pode ser determinada implantes que indicam um  $QEI > 47$ . Um ano após o carregamento, todos os implantes do grupo CP com QEI=49 e todos os implantes do grupo CI com um QEI=54 apresentaram e mantiveram o osseointegração. Após três meses, os implantes com QEI=60 tiveram aumento da estabilidade. Os implantes com QEI=60-69 tiveram diminuição da estabilidade durante oito semanas antes de retornar a seus valores iniciais. Os implantes com QEI=69 tiveram sua diminuição da estabilidade durante as primeiras quatro semanas. Os dados podem orientar o clínico na escolha seletiva entre vários protocolos do carregamento, e é possível monitorar os implantes durante a fase cicatrização, indicando se existe um risco maior para alguma falha futura.

NKENKE *et al.* (2005) avaliaram a estabilidade e a taxa de falhas dos implantes dentários inseridos em maxilas parcialmente edêntulas de porcos. Três meses após a extração dos dentes, seis implantes (XiVE) foram colocados em cada lado do maxila posterior. Posteriormente foi realizada a preparação do sítio do implante por uma

técnica de osteotomia ou com brocas espirais. A estabilidade do implante foi avaliada por análise de frequência de ressonância (AFR) no momento da colocação, na cirurgia de reabertura (que ocorreu após períodos cicatrização de 1, 2, 3, 4, ou 5 meses), e após um período do carregamento de 6 meses. Os autores observaram que a estabilidade do implante foi influenciada significativamente pelo período cicatrização ( $P < 0.007$ ). A estabilidade do implante diminuiu após 1 a 3 meses de cicatrização para ambas as técnicas da colocação, e aumentou após um período cicatrização de 4 meses. Foi observado que não houve nenhuma diferença relevante entre o carregamento funcional imediato e o protocolo padrão. Os autores inferiram que o carregamento do implante após os períodos cicatrização de 1 a 3 meses não melhoraram a sobrevivência do implante em relação ao carregamento imediato nos maxila posterior dos animais. Até o período cicatrização de quatro meses, caso o implante apresente estabilidade, esta começa a aumentar.

CORNELINI *et al.* (2004) tiveram como objetivo avaliar as taxas da sobrevivência em 12 meses dos implantes inseridos através da técnica transmucosa na mandíbula posterior e restaurados imediatamente com únicas coroas. Trinta implantes dentários ITI com superfícies tratadas por jateamento e ataque ácido foram colocados em 30 pacientes com ausência de pelo menos molar na mandíbula. Os implantes foram carregados imediatamente, quando apresentavam estabilidade primária aceitável. A estabilidade primária foi medida com a análise de frequência de ressonância (AFR) usando o Osstell, e somente os implantes com um quociente da estabilidade maior que 62 foram incluídos no estudo. A medida da AFR e a avaliações radiográficas foram feitas no momento da instalação e nos 6 meses após a colocação do implante. Os autores concluíram que a estabilidade do implante medida por AFR aumenta significativamente entre o dia da instalação até 12 meses. Além disso, a carga imediata de implantes transmucosos inseridos em área mandibular com boa estabilidade primária pode ser um procedimento seguro e bem sucedido.

BALSHI *et al.* (2005) avaliaram a estabilidade de cinquenta e um implantes em cinquenta e um pacientes. BALSHI usou o protocolo clínico do carregamento funcional

imediate. A estabilidade durante os primeiros três meses seguintes à colocação do implante foi avaliada de acordo com o tipo do osso, a posição do implante, e a idade do paciente. Vinte e dois pacientes masculinos e vinte e nove mulheres foram tratados com trezentos e quarenta e quatro implantes Brånemark, colocados em locais edêntulos do osso ou da extração e colocados em carregamento funcional usando os dentes em um protocolo. Cada implante foi testado para determinar a estabilidade primária com análise de frequência de ressonância (AFR) na altura da colocação do implante, e o AFR foi executado em 30, 60, e 90 dias após a cirurgia. A análise foi baseada nos 276 implantes medidos usando o AFR em todos os intervalos pós-operatórios. A taxa clínica da sobrevivência do implante foi 98,5% para a população total. O AFR mostrou que ocorreu diminuição na estabilidade no primeiro mês após a colocação do implante de  $70,35 \pm 0,5$  para  $66,38 \pm 0,50$ , seguido por aumentos na estabilidade nos segundos e terceiros meses ( $68,01 \pm 0,50$  e  $68,82 \pm 0,49$ , respectivamente), sugerindo um processo de remodelação óssea ao redor do implante. No geral, as estabilidades iniciais mais baixas foram observadas em tipos de osso menos denso, na região posterior da maxila comparada às anterior, e na população de mulheres. Os resultados dos autores sugerem que no protocolo imediato de carregamento ocorre um período interrupto de cicatrização nos primeiros dois meses que se seguem à colocação do implante. A determinação dos níveis de estabilidade, para circunstâncias clínicas diferentes, foi baseada em implantes múltiplos esplintados, permitindo que uma área de superfície de maior suporte para a distribuição de carga.

O objetivo do estudo de ZIX *et al.* (2005) foi determinar os valores padrão do quociente da estabilidade do implante (QEI) com sucesso de osseointegração em estágio único na maxila. Para medir a estabilidade do implante, a análise de frequência de ressonância (AFR) foi executada em trinta e cinco pacientes (dezoito mulheres e dezessete homens) sendo 120 implantes ITI inseridos no maxilar. Baseado no intervalo do tempo entre a colocação do implante e as medidas, os valores de QEI de implantes anteriores e posteriores foram divididos em subgrupos: sem carregamento ( $n = 41$ ), carregado em 12 meses ( $n = 31$ ), e carregado após um ano ( $n = 48$ ). A análise estatística foi executada usando um modelo multi-efeito com variáveis como a posição

do implante, e a idade como efeitos fixos. O QEI médio medido de todos os implantes era  $52,5 \pm 7,9$  (escala 40 a 68). A análise estatística não mostrou nenhuma diferença significativa em valores de QEI entre os três intervalos testados do tempo: descarregado ( $48,8 \pm 3,6$ ), carregado ou 12 meses ( $54,1 \pm 7,0$ ), e carregado após 1 ano ( $53,1 \pm 9,5$ ), além de não ter ocorrido diferença estatística para a posição na maxila, nem para a qualidade do osso (avaliada usando radiografias. A idade foi o único parâmetro encontrado que poderia ter sido ( $P < 0,003$ ), em média os homens mostraram uma estabilidade mais elevada para implante do que as mulheres ( $56,3 \pm 6,6$  contra  $48,7 \pm 7,4$ ). Os autores consideraram que os valores de QEI dos implantes ITI osseointegrados na maxila exibiram uma escala individual. Somente medidas de AFR dos implantes não permitem uma avaliação da situação atual ou a predição de seu desempenho. Medidas repetidas em um período de tempo mais longo seriam necessárias para melhores avaliações. Nenhuma diferença significativa em valores de QEI foi encontrada entre implantes no que diz respeito ao período do carregamento ou posição na maxila. As mulheres após a menopausa exibiram valores significativamente mais baixos de QEI comparados aos homens do mesmo grupo de idade.

FRIBERG (1999b) usando protocolo cirúrgico Bränemark de estágio único, inseriu 75 implantes de três projetos diferentes em 15 mandíbulas edêntulas com densidade elevada do osso. Todos os implantes foram acompanhados através de medidas repetidas da estabilidade por meio da análise de frequência de ressonância (AFR) desde a colocação do implante até a conexão das próteses fixas (3-4 meses), a fim avaliar mudanças possíveis da estabilidade durante a cicatrização. Foi observado que os valores da frequência de ressonância (FR) diminuíram ligeiramente para a maioria dos implantes independente do período do estudo. Os resultados dos autores indicaram que os implantes apresentaram boa estabilidade tanto no momento da inserção quanto medidos três-quatro meses após a cirurgia. Os dados disponíveis suportam o conceito do carregamento direto de implantes quando introduzidos entre as regiões interforaminais do mento. No estudo ocorreu falha durante a cicatrização de um implante e a medida correspondente da FR acusou, após seis semanas, um valor menor do que o registrado na colocação do implante. A redução da FR indicou a falha,

semanas antes do diagnóstico clínico da mobilidade. Os dados mostraram que medidas de frequência de ressonância podem ser úteis para o prognóstico de implantes dentários.

FRIBERG *et al.* (1999a) em seu estudo realizou o protocolo Brånemark em nove pacientes com maxila edêntula. As medidas do torque de instrumentação e análises de frequência de ressonância (AFR) foram realizadas na colocação dos implantes e os valores foram submetidos a análises de correlação. Os implantes foram avaliados também com AFR desde o momento da cirurgia até completar um ano com o objetivo de identificar mudanças possíveis na estabilidade do implante. Do total de 61 implantes foi, dos quais 49 eram do tipo auto-rosqueante Mk II. Ocorreu perda de dois implantes durante o período do estudo. O torque foi apresentado como um valor médio para as regiões superior, média e inferior do implante. A correlação mais elevada ( $r=0.84$ ,  $P < 0.05$ ) foi encontrada nos valores de torque médios com os valores da frequência de ressonância na colocação dos implantes. As áreas do implante Mk II foram divididos em três grupos baseados nos valores de torque de instrumentação, ou seja, de um a três variando de menos denso considerado grupo 1, até denso, considerado grupo 3. O valor médio de cada grupo foi comparado ao valor médio correspondente da frequência de ressonância medido na inserção do implante. A análise estatística mostrou diferenças significativas na frequência de ressonância na inserção do implante entre os grupos 1 e 2 ( $P < 0,047$ ) e entre os grupos 1 e 3 ( $P < 0,002$ ). Ao repetir as análises de frequência de ressonância, na cirurgia de segundo reabertura e após um ano, nenhuma diferença significativa foi detectada entre os grupos. Os autores observaram que a estabilidade de implantes inseridos em osso mais macio pareceu torna-se igual em tempos longos, e tem maior influência que a qualidade.

#### 1.2.10 COMPARAÇÃO OSSTELL X PERIOTEST

Utilização do Osstell e do Periotest no estabelecimento da estabilidade primária é discutido no estudo de LACHMANN *et al.* (2006). Os autores em seu estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a confiabilidade dos dispositivos Osstell™ e Periotest™ na

avaliação da estabilidade de implantes e executar uma comparação dos métodos. Para os testes implantes dentários comerciais foram introduzidos em segmentos de costela bovinos de diferentes origens e densidades. As medidas foram executadas, variando (a) torque do parafuso do acessório dos dispositivos (o transdutor de Osstell™ e o acessório da esfera, inserção para o dispositivo de Periotest™), (b) a qualidade do osso do local da inserção, e (c) a exposição da linha para simular defeitos na área peri-implantar. Os autores observaram que os dois métodos foram confiáveis e mostraram relação de valores na medida da estabilidade do implante. O torque para fixar o parafuso no implante, as variações da composição óssea, as diferenças na estabilidade dos implantes adjacentes e a redução óssea na área peri-implantar foram estatisticamente significantes para os dois métodos. Os autores concluíram que os dois dispositivos não invasivos podem ser úteis em acompanhamentos em longo prazo da osseointegração do implante.

#### 1.2.11 TORQUE E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

AKÇA *et al.* (2006) realizaram um estudo biomecânico para analisar o efeito da micro-morfologia do osso, na estabilidade inicial de implantes dentários com projetos diferentes. Os implantes Straumann e Astra foram inseridos nas regiões anterior e posterior de maxilas e mandíbulas edêntulas de cadáver humano. Os ensaios foram realizados para quantificar a estabilidade inicial dos implantes e a micro-morfologia do osso. Os valores de torque da inserção (VTI) e os quocientes de estabilidade de implantes (QEI) foram determinados com o objetivo de avaliar a estabilidade intra-óssea inicial dos implantes. Para a quantificação do volume e da micro-arquitetura do osso, os espécimes implante-osso foram seccionados no local da colocação dos implantes e varreduras consecutivas foram realizadas e o osso trabecular foi analisado em uma unidade de micro tomografia computadorizada (micro-TC). Os resultados foram comparados de acordo com as formas dos implantes, a estabilidade do implante e parâmetros micro-estruturais do osso. Foi observado que os valores de torque de inserção (VTI) estavam correlacionados com a fração de volume ósseo e não havia correlação com o QEI, nos percentuais de 88,1% e 68,9% respectivamente. As



correlações entre VTI e os parâmetros micro-morfométricos foram significativas ( $P < 0,05$ ), enquanto o QEI não foi significativo. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os dados de VTI, QEI e da fração do volume ósseo nas formas dos implantes ( $P < 0,05$ ). Os autores concluíram que a micro-morfologia óssea apresenta um efeito mais marcante do que a forma do implante na estabilidade inicial, e o VTI é mais sensível em termos de indicar as propriedades biomecânicas na interface osso-implante quando comparado com o QEI.

SULLIVAN *et al.* (2004) neste estudo comparam implantes do tipo Brånemark com implantes com 11 (EXP1) e 21 roscas (EXP2). Um par de implantes de 10mm EXP1 e implantes controle foram colocados em côndilos femorais de seis coelhos. Implantes de 6mm EXP1, EXP2 e implantes controle foram colocados emparelhados em metáfises de tíbia. Os implantes controle usados tinham 4mm de diâmetro e tinham o mesmo comprimento dos implantes teste. Na instalação dos implantes, medidas do torque de inserção (TI) e a análise da frequência de ressonância (AFR) foram executadas. Seis semanas após à cirurgia, quando os animais foram mortos, o torque de remoção e medidas de ressonância foram novamente realizadas. Os autores, em seus resultados, observaram que na colocação, o torque necessário para introduzir os implantes era significativamente mais elevado nos grupos experimentais quando comparados com o controle. Os valores do AFR eram significativamente mais elevados também para os implantes EXP1 colocados na tíbia, mas não no fêmur. Na análise dos dados comparando-se fêmur e tíbia, pode-se observar uma diferença significativa. Os implantes EXP2 não foram totalmente introduzidos e demonstraram um menor valor de frequência de ressonância. É possível inferir que isso pode ter ocorrido devido à exposição das roscas, embora esta diferença não fosse estatisticamente significativa. Os autores concluíram que os resultados do estudo mostraram que 11 implantes do grupo teste apresentaram estabilidade primária melhor em relação ao implante padrão de Brånemark. Não houve nenhuma evidência que o implante mais afilado tenha causado reações negativas do tecido ósseo. Todos os implantes apresentaram aumento na estabilidade durante o período cicatrização.

O trabalho de AKKOCAOGLU *et al.*(2005) teve como objetivo explorar os efeitos do desenho e do diâmetro do implante na estabilidade primária e relacionar com as propriedades mecânicas de implantes imediatamente colocados. Os pré-molares mandibulares de quatro cadáveres humanos frescos e congelados foram extraídos. Os diâmetros dos implantes ITI® TE® eram 4,1/4,8mm, e dos implantes SynOcta® ITI® com diâmetros 4,1 e 4,8mm foram inseridos nos alvéolos recentemente preparados na extração. A análise de frequência de ressonância foi realizada para quantificar o quociente da estabilidade do implante (QEI). O valor de torque da instalação (VTI) e valor de torque de remoção (VTR) dos implantes foi medido usando uma chave de torque calibrada conectada a um sistema de aquisição de dados. A profundidade vertical do defeito em torno do colar de cada implante foi medida diretamente por um propagador de endodontia. O contato osso-implante foi determinado a partir de imagens digitalizadas de radiografias periapicais e determinou-se o percentual de contato ósseo. Os resultados dos estudos apresentaram valores de QEI dos implantes TE® mais elevados do que o implante de 4,1mm SynOcta® ( $P < 0,01$ ), e também em relação aos implantes de 4,8mm ( $P > 0,05$ ). Os valores de torque de inserção e retirada dos implantes TE® e implantes 4,8mm foram mais elevados do que o implante de 4,1mm, embora as diferenças entre grupos fossem estatisticamente insignificantes ( $P > 0,05$ ). As profundidades verticais do defeito em torno de todos os tipos de implantes foram similares. Nas análises radiográficas, a porcentagem de contato osso-implante do TE® e os implantes de 4,8mm eram comparáveis na região marginal do osso, e ambos eram mais elevados do implante de 4.1mm. As correlações não-paramétricas entre grupos revelaram uma correlação significativa entre VTI e VTR ( $r=0,838$ ;  $P < 0,001$ ), mas não entre os valores de quociente de estabilidade do implante (QEI) e o valor de torque de colocação (VTI) e o valor de torque de remoção VTR ( $P > 0,05$ ). Os autores concluíram que os implantes ITI® TE® imediatamente colocados permitem estabilidade intra-óssea e as propriedades mecânicas comparáveis a de um implante de maior diâmetro

CUNHA *et al.* (2004) avaliaram a estabilidade primária de implantes usinados do sistema de Brånemark e implantes Brånemark TiUnite, além de determinar o torque de

colocação. A correlação entre o torque de instalação e a estabilidade primária, assim como a influência do desenho do implante no torque de colocação e estabilidade primária foram avaliadas. Desta forma doze pacientes com a perda bilateral dos incisivos laterais maxilares ou dos pré-molares foram tratados com os 24 implantes dentários imediatamente carregados. Cada paciente recebeu 1 implante Brånemark usinado de 3,75 x 13milímetro e um 3,75 implante x 13milímetros TiUnite Mk III (oxidados). Os implantes foram conectados ao transdutor do Osstell, individualmente, com o objetivo de obter os valores da freqüência de ressonância, analisando assim o valor do quociente da estabilidade primária de cada implante. O equipamento Osseocare foi usado para medir o torque da instalação para ambos os tipos de implantes. A análise estatística dos resultados mostrou valores médios mais elevados para os implantes usinados, quando comparados com os valores da freqüência de ressonância e torque de colocação dos implantes TiUnite. Os autores concluíram que não se conseguiu estabelecer uma correlação total entre o torque da colocação e os valores da freqüência de ressonância. Foi observado que havia tendência da estabilidade ser mais elevada para os implantes usinados, assim como os valores médios do torque foram mais elevados para os implantes usinados do que para os implantes de TiUnite. O desenho do implante pareceu influenciar o torque preliminar da estabilidade e da colocação.

TURKYILMAZ *et al.* (2006) em seus estudos procuraram avaliar o torque de colocação e a estabilidade primária de implantes do sistema de Brånemark instalados na mandíbula anterior, e observar uma correlação possível entre a estabilidade primária e o torque de inserção dos implantes. Trinta pacientes edêntulos foram tratados com 60 implantes do sistema de Brånemark usando técnica de estágio único. Os valores de torque de inserção de todos os implantes foram gravados com o equipamento Osseocare. Imediatamente após a colocação do implante, cada implante foi conectado ao transdutor do Osstell para medir a estabilidade primária do implante. Os valores médios da freqüência de ressonância e do torque de inserção foram  $41,5 \pm 5,8$  e  $74,1 \pm 3,8$  para 30 implantes. A correlação entre o torque de inserção e os valores de freqüência de ressonância foi estatisticamente significativa ( $P < 0,001$ ). A

diferença entre valores médios de torque de inserção para pacientes mulheres e homens também foi estatisticamente significativa ( $P < 0,001$ ). Não houve diferença significativa ( $P < 0,05$ ) entre pacientes mais jovens e mais velhos com valores de torque médios da inserção de  $43,1 \pm 4,7$  e  $40,1 \pm 6,5$  respectivamente. Os resultados demonstraram haver uma forte correlação entre a estabilidade e os valores de torque preliminares da inserção de implantes do sistema TiUnite MKIII de Brånemark no momento da instalação do implante.

Atualmente, a correlação entre frequência de ressonância e torque de instalação ainda não é bem esclarecida nos trabalhos disponíveis na literatura. Fatores como falta de homogeneidade do leito receptor do implante, ou seja, diferença de densidade óssea das regiões do implante, modo de instrumentação e modelo utilizado para a análise estatística são fatores que podem levar à discussão acerca da correlação entre torque e frequência de ressonância.

### 1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

O trabalho realizado visou avaliar a influência da morfologia da superfície e da conicidade de implantes dentários na estabilidade primária medida pela frequência de ressonância e torque de instalação. A modificação da superfície permite a variação de rugosidade e pode acarretar em aumento da área de contato superficial. O aumento da área da superfície pode melhorar a distribuição das tensões cisalhantes e aumentar a estabilidade primária. A estabilidade primária é um fator importante na realização da técnica de carga imediata de implantes osseointegráveis. Além disto, uma boa estabilidade primária, aumenta os índices de sucesso de implantes osseointegráveis. A carga imediata permite uma redução no tempo de carregamento da prótese sobre implante, reduzindo o número de intervenções cirúrgicas.

## 1.4 OBJETIVO DO TRABALHO

Avaliar o efeito da rugosidade superficial e da conicidade dos implantes dentários de titânio na estabilidade primária, através da análise de frequência de ressonância usando Osstell™ *mentor*, e compará-las com os torques de inserção dos implantes.

## 2. DESCRIÇÃO DO ESTUDO PROPOSTO

### 2.1- DESCRIÇÃO GERAL

Implantes odontológicos de titânio comercialmente puro ASTM (Conexão Próteses) grau 4, com três superfícies diferentes e duas formas (cilíndrica e cônica), foram inseridos em cilindros de polietileno (Ciplast, Rio de Janeiro, Brasil) homogêneo e seus torques de inserção foram medidos com um torquímetro digital. Após a colocação dos implantes, a medida da estabilidade primária pela frequência de ressonância foi quantificada com Osstell *mentor*™.

### 2.2- DESCRIÇÃO DAS FASES DO TRABALHO

Após a preparação de furos nos cilindros de polietileno, os implantes foram inseridos. Durante a inserção dos implantes, o torque foi determinado com o torquímetro, um transdutor foi acoplado ao implante e a estabilidade primária foi medida pela frequência de ressonância determinada pelo equipamento Osstell *mentor*™. Ensaios de atrito e rugosidade foram realizados para obter dados necessários para a análise dos resultados do ensaio de instalação dos implantes e estabilidade primária.

## 2.3 METODOLOGIA

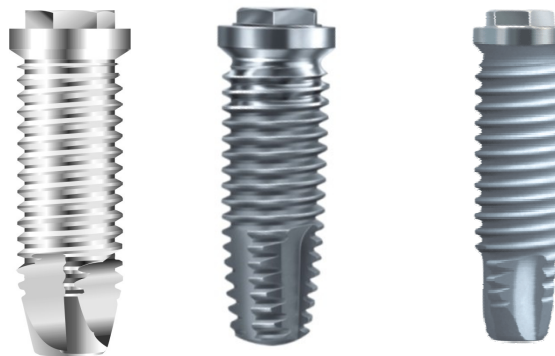
### 2.3.1 ENSAIO DE TORQUE

No presente trabalho foram usados implantes de titânio comerciais (ASTM-grau 4) com diâmetro de 5,0mm e comprimento de 13mm, fornecidos pela empresa Conexão Sistemas de Prótese. Os implantes apresentavam forma cônica e cilíndrica, com três tipos de superfície: usinada, superfície tratada com ácido (ácido fluorídrico e nítrico) e superfície oxidada. Somente os implantes de forma cilíndrica tiveram variação na instrumentação. Foram divididos em nove grupos, conforme apresentado na FIG 1 e figuras 3 e 4. Cada grupo era constituído por cinco implantes,

TAB 1 – Tipos de implantes cilíndricos de titânio comercial.

Grupos	Forma	Superfície	Instalação	Nome comercial
Grupo 1	Cilíndrica	Usinada	sem macho	Master Screw
Grupo 2	Cilíndrica	Ataque Ácido	sem macho	Master Porous
Grupo 3	Cilíndrica	Oxidada	sem macho	Vulcano Actives
Grupo 4	Cilíndrica	Usinada	com macho	Master Screw
Grupo 5	Cilíndrica	Ataque Ácido	com macho	Master Porous
Grupo 6	Cilíndrica	Oxidada	com macho	Vulcano Actives

FIG 3 – Implantes cilíndricos com superfície (a) usinada, (b) ataque ácido e (c) oxidada.



TAB 2 – Tipos de implantes cônicos de titânio comercial.

Grupos	Forma	Superfície	Nome comercial
Grupo 7	Cônica	Usinada	Conect Cônico
Grupo 8	Cônica	Ataque Ácido	Conect Cônico
Grupo 9	Cônica	Oxidada	Conect Cônico

FIG 4 – Implantes cônicos com superfície (a) usinada, (b) ataque ácido e (c) oxidada.



O polietileno de alta densidade foi o material escolhido como leito receptor dos implantes por ser mais homogêneo que o osso, uma vez que, a densidade óssea varia consideravelmente no mesmo segmento ósseo. A falta de homogeneidade poderia afetar consideravelmente os parâmetros de estabilidade primária, sendo essa a justificativa para o emprego do polímero. Ensaio como o de VANSCHOIACK (2006) utilizaram polímeros como substituto do osso para os testes com implantes. As propriedades do material segundo o fabricante (Ciplast, Rio de Janeiro - Brasil) são mostradas na TAB 3. As dimensões dos cilindros foram 20mm de comprimento e diâmetro de 16 mm.

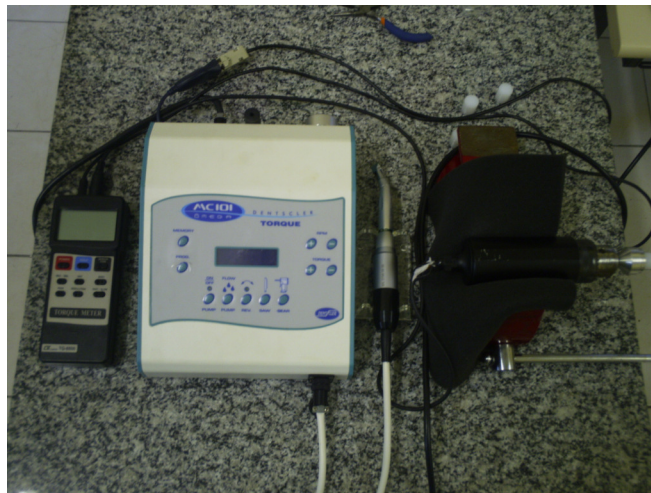
TAB 3 – Valores das propriedades mecânicas do polietileno

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

Brocas novas foram utilizadas, com o intuito de realizar cortes com precisão, uma vez que o uso de brocas danificadas, excêntricas ou sem corte pode resultar em orifícios ovóides ao invés de circulares, podendo diminuir o contato entre osso e implante. Isto resultaria em possível alteração na estabilidade primária, e aumento da mobilidade inicial dos implantes.

Para preparação do sítio e inserção dos implantes foi utilizado um motor Motor Elétrico Cirúrgico Ômega, MC 01OM Dentscler, acoplado ao contra-ângulo Anthogyr 20:1 mostrados na FIG 5.

FIG 5 – Motor elétrico para instrumentação e inserção dos implantes e torquímetro digital



As furações foram realizadas com a seqüência padrão de brocas, especificada pelo fabricante, adotando-se o mesmo procedimento cirúrgico, do menor para o maior diâmetro, iniciando com a broca lança e aumentando o diâmetro até chegar ao  $\varnothing = 4,3\text{mm}$  para implantes cilíndricos e com a fresa para implantes cônicos de 5x13mm. As brocas utilizadas para a instrumentação dos implantes cilíndricos foram a lança, 2mm, 2 para 3mm, 3mm, 3 para 4,3mm e 4,3mm. As brocas podem ser vistas na FIG 6



FIG. 6 Seqüência de brocas para instrumentação de implantes cilíndricos e macho de rosca.

Brocas lança, 2mm, 2/3mm, 3,0mm, 3/4.3mm, 4.3mm e macho de rosca de 5mm.



Para medir a influência do uso de macho de roscas na instrumentação dos implantes, foram realizados ensaios de inserção dos implantes com e sem preparação de roscas nos cilindros de polietileno. Três grupos de cilindros foram furados com brocas até o diâmetro de 4,3mm e antes da inserção dos implantes cilíndricos de diâmetro 5,0mm o macho de rosca foi passado.

A instrumentação dos cilindros de polietileno, antes da inserção dos implantes cônicos foi realizada com as brocas lança, 2mm, 2-3mm, 3mm, 3,15mm e a fresa cônica 5x13mm (diâmetro 5,0mm e comprimento de 13mm).

Após as instrumentações terem sido realizadas, os implantes foram instalados sob baixa rotação (20rpm) com contra-ângulo e após atingir o limite do motor (aproximadamente 20Ncm), os implantes foram inseridos até sua plataforma com uma catraca manual. O torque de instalação foi registrado com o Torquímetro digital (Lutron TQ8800) conforme mostrado na FIG 7:

FIG 7 - Torquímetro digital (Lutron TQ8800)



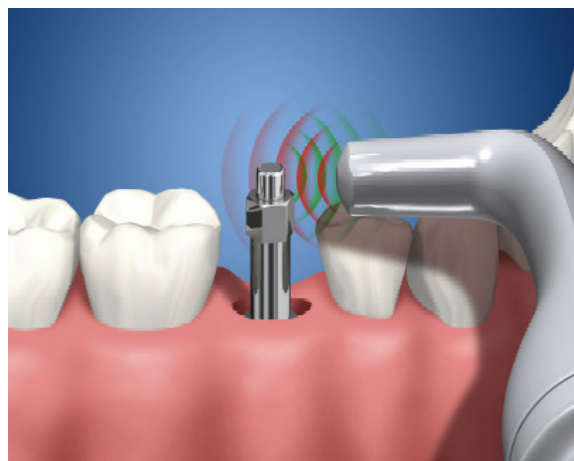
### 2.3.2 ENSAIO DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

A estabilidade primária foi medida através da frequência de ressonância determinada pelo Osstell™mentor (Integration Diagnostics AB – Gotemburgo – Suécia), conforme pode ser observado nas FIG 8 e 9:

FIG. 8 Osstell™mentor



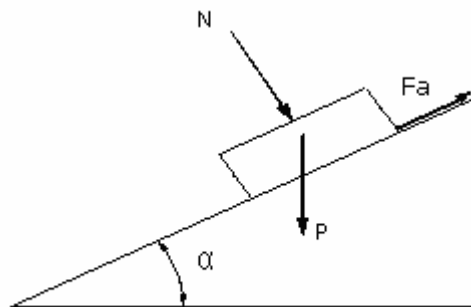
FIG. 9 Sinal emitido e recebido pelo Osstell™mentor (Integration Diagnostics AB – Gotemburgo – Suécia)



### 2.3.3 ENSAIO DE ATRITO

O ensaio de atrito foi realizado para avaliar a influência desta propriedade no torque de inserção. Pastilhas de titânio submetidas aos mesmos tratamentos das superfícies dos implantes (usinada, tratada com ácido e oxidada), sendo que esses tratamentos foram idênticos aos tratamentos dos implantes utilizados nos ensaios de torque. Uma placa de polietileno de alta densidade (Ciplast, Rio de Janeiro - Brasil) com 35cm de comprimento, 20cm de largura e 1,5cm altura, assim, o ensaio de atrito foi realizado com o mesmo material utilizado no ensaio de torque. No ensaio de atrito, para cada superfície foram utilizadas cinco pastilhas. A placa foi elevada lentamente de modo a criar um ângulo com a superfície da bancada. Quando a pastilha iniciava o movimento, a altura da elevação da placa era medida e determinava-se o ângulo de inclinação e o coeficiente de atrito da pastilha de titânio com o polietileno, conforme esquematizado na Figura 5 através da equação:  $\mu = \text{tg } \alpha$  ( $\mu$ =coeficiente de atrito e  $\alpha$  = ângulo formado entre a bancada e a plataforma) a placa de polietileno é representada pela superfície inclinada, mostrada na FIG 10

FIG 10 – Representação do ensaio de atrito



Os cilindros de polietileno foram inseridos em um dispositivo fixado no mandril do torquímetro. A seguir fez-se a preparação dos furos e inserção dos implantes. Torques superiores a 0,1N.cm eram registrados pelo torquímetro.

### 2.3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a avaliação e comparação dos resultados, análise estatística foi realizada com ANOVA para estabelecer as diferenças entre os grupos e a influência da conicidade na estabilidade primária medida pela frequência de ressonância e no torque além de correlacionar a estabilidade primária e o torque de instalação dos implantes. A Correlação de Pearson foi realizada para avaliar a influência da utilização de macho de rosca na instrumentação, no torque e estabilidade primária de implantes cilíndricos. Esta correlação é utilizada para dados contínuos. Os valores de  $r$ , ou seja, coeficientes de Pearson próximos de  $-1,00$  ou  $1,00$  indicam que os valores se correlacionam, quanto mais próximo do  $0$ , menos os valores se correlacionam. A correlação de Pearson foi realizada também para estabelecer a relação entre torque e a frequência de ressonância nos diferentes grupos do estudo, confrontando os grupos de implante cilíndrico sem macho e cônico, cilíndrico com macho e cônico. Como os dados obtidos nos ensaios são não-paramétricos, para avaliar a influência das diferentes superfícies no torque e frequência de ressonância, foi necessário o uso da correlação de Spearman. Essa correlação é uma técnica não-paramétrica para avaliar o grau de relacionamento entre observações emparelhadas de duas variáveis, quando os dados se dispõem em postos. Quando o coeficiente de Spearman está próximo de  $1,00$ , os dois conjuntos de postos são semelhantes e quando está próximo de  $-1,00$ , significa que os conjuntos de postos são diferentes. SOARES (1999) e STEVENSON (1981)

## 3. RESULTADOS

### 3.1 RESULTADOS DO ENSAIO DE ATRITO

Os valores dos coeficientes de atrito das pastilhas de titânio com as superfícies: usinada, ataque ácido e oxidada, e a placa de polietileno são mostrados na TAB 4.

TAB 4. Coeficiente de atrito das pastilhas de Ti com placa de polietileno

Superfície	Coeficiente de atrito ( $\mu$ )
Usinado	$0,40 \pm 0,01$
Ácido	$0,52 \pm 0,02$
Oxidado	$0,59 \pm 0,01$

### 3.2 RESULTADOS DO ENSAIO DE RUGOSIDADE

TAB 5 – Resultados de rugosidade das pastilhas de Ti

Superfície	Ra	Rq	Rz
Usinada	0,78±0,06	1,06±0,10	5,67±0,92
Ataque ácido	0,84±0,05	1,20±0,15	6,03±0,84
Oxidada	0,92±0,11	1,31±0,17	6,09±1,12

Os dados de rugosidade mostrados na TAB 5 referem-se ao comprimento de amostragem, que indica a medida da rugosidade, os de Rq são determinados através da raiz da média dos quadrados das ordenadas do perfil efetivo e Rz a partir da média aritmética dos valores de rugosidade parcial.

Pode-se observar nas FIG 11, 12, 13, 14 e 15 as fotomicrografias dos implantes usinado, tratado com ácido e oxidado.

FIG 11 – Fotomicrografia do implante com superfície usinada

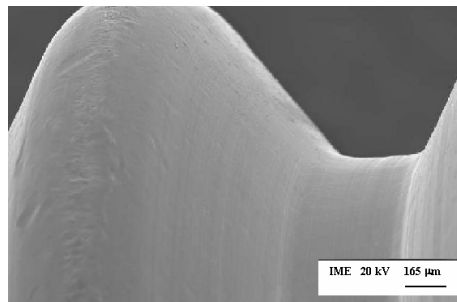


FIG 12 e 13 – Fotomicrografia do implante com superfície ataque-ácido

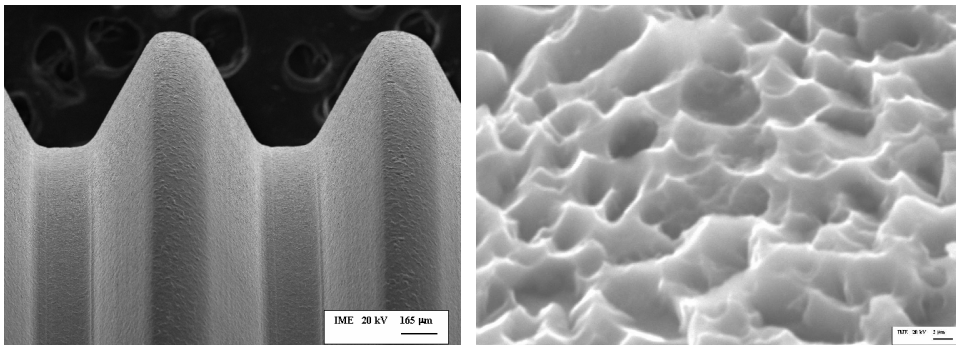
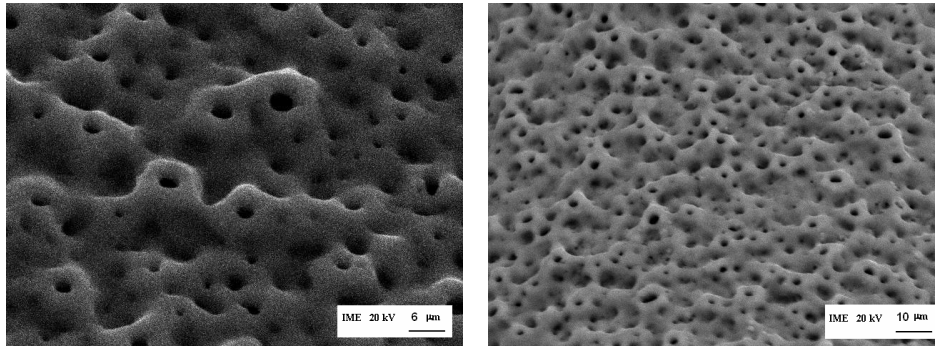


FIG. 14 e 15 – Fotomicrografia do implante com superfície oxidada



### 3.3 RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORQUE DE INSERÇÃO E FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

Os implantes com as superfícies descritas na metodologia foram inseridos nos cilindros de polietileno e os torques de inserção gravados com auxílio de software específico do fabricante do torquímetro. Durante a preparação do furo e na fase de inserção dos implantes, mediu-se a variação da intensidade do torque com o tempo. Em cada etapa considerou-se o valor do torque máximo. Os gráficos representativos obtidos durante a instrumentação e inserção dos implantes cilíndricos usinado, ataque ácido e oxidado do grupo sem utilização de macho de rosca são mostrados nos FIG 16, 17 e 18. Os gráficos mostrados nas figuras representam uma amostra de cada superfície do grupo de inserção de implantes cilíndricos, sem utilização do macho de rosca na instrumentação. Para cada amostra, um gráfico foi realizado e os valores apontados na TAB 6, 7 e 8.

FIG 16 – Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície usinada sem uso do macho de rosca. Os números em cada pico representam o torque máximo de cada broca. A curva da direita representa a variação do torque durante a instalação do implante.

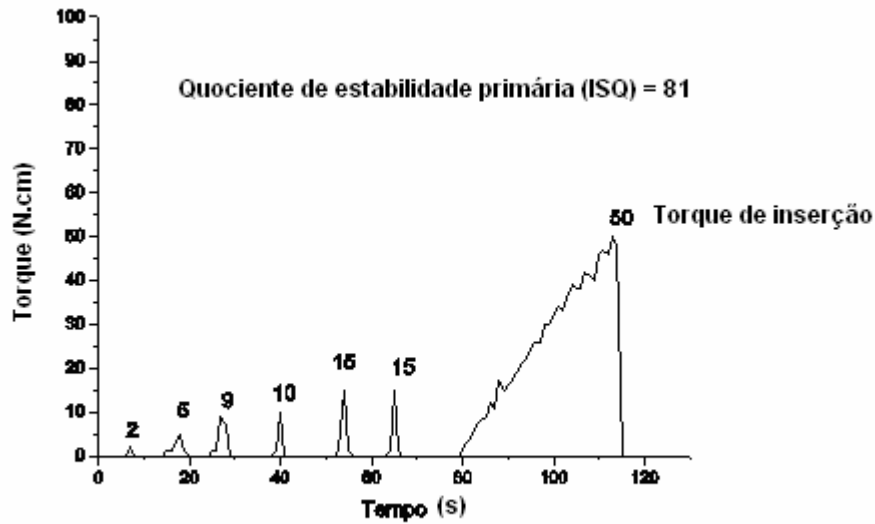


FIG 17 - Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície tratada com ataque ácido sem uso do macho de rosca. Os números em cada pico representam o torque máximo de cada broca. A curva da direita representa a variação do torque durante a instalação do implante.

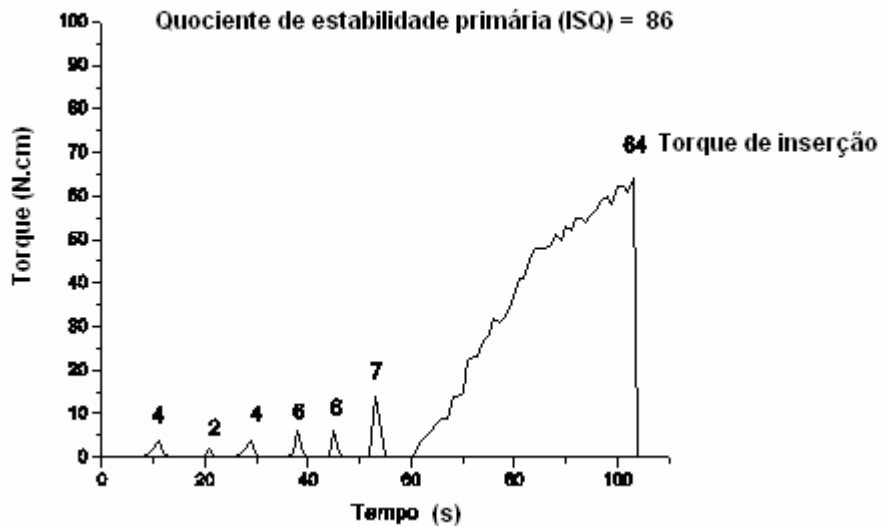
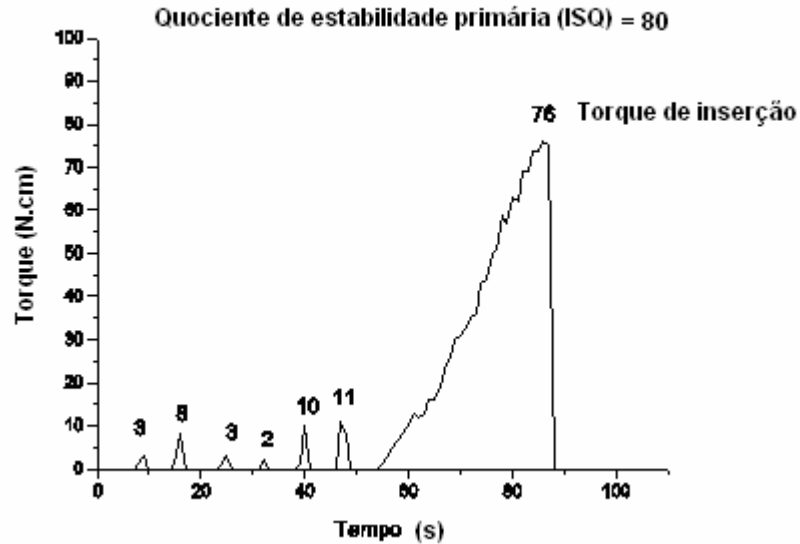


FIG 18 - Variação do torque durante a furação do cilindro de polietileno e na fase de inserção do implante cilíndrico com superfície oxidada sem uso do macho de rosca. Os números em cada pico representam o torque máximo de cada broca. A curva da direita representa a variação do torque durante a instalação do implante.



TAB 6 – Resultados dos Torques de inserção e Freqüência de ressonância (QEI) do grupo cilíndrico instrumentado sem macho de rosca

Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI
Usinado 1	48	86	Ácido 1	78	87	Oxidada 1	83	80
Usinado 2	57	84	Ácido 2	64	86	Oxidada 2	72	79
Usinado 3	50	81	Ácido 3	67	89	Oxidada 3	76	80
Usinado 4	50	88	Ácido 4	64	86	Oxidada 4	87	91
Usinado 5	50	86	Ácido 5	67	89	Oxidada 5	77	89
Média	51,0	85,0	Média	68,0	87	Média	79,0	84
Desv Pad	3	3	Desv Pad	5,8	2	Desv Pad	6,0	6

TAB 7 – Resultados dos Torques de inserção e Freqüência de ressonância (QEI) do grupo cilíndrico instrumentado com macho de rosca

Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI
Usinado 1	28	79	Ácido 1	60	86	Oxidada 1	79	87
Usinado 2	36	81	Ácido 2	52	86	Oxidada 2	84	86
Usinado 3	29	81	Ácido 3	70	88	Oxidada 3	80	87
Usinado 4	33	82	Ácido 4	65	87	Oxidada 4	80	88
Usinado 5	29	80	Ácido 5	72	89	Oxidada 5	74	88
Média	31,0	81	Média	63,8	87	Média	79,4	87
Desv Pad	3	1	Desv Pad	8,1	1	Desv Pad	3,6	1



TAB 8 – Resultados dos Torques de inserção e Frequência de ressonância (QEI) do grupo cônico

Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI	Superfície	Torque	QEI
Usinado 1	54	81	Ácido 1	114	86	Oxidada 1	107	84
Usinado 2	55	82	Ácido 2	109	81	Oxidada 2	103	80
Usinado 3	57	82	Ácido 3	105	80	Oxidada 3	102	80
Usinado 4	55	82	Ácido 4	110	81	Oxidada 4	96	80
Usinado 5	56	83	Ácido 5	104	78	Oxidada 5	105	80
Média	54,0	81	Média	108,4	81	Média	102,6	81
Desv Pad	1,1	1	Desv Pad	4,0	3	Desv Pad	4,2	2

Após a inserção dos implantes, os valores das frequências de ressonância foram determinados com o Osstell™ *mentor* para estabelecer a estabilidade primária dos implantes.

Mostra-se na TAB 9 os valores dos torques de inserção e o quociente de estabilidade do implante (QEI, em inglês ISQ – Implant Stability Quocient) medido pela frequência de ressonância.

TAB 9 – Torque de instalação (N.cm) e Quociente de estabilidade do implante (QEI/ISQ) determinado pela frequência de ressonância (QEI) em cada tipo de implante utilizado.

Superfície, forma e instrumentação dos implantes	Media de Torque na inserção (N.cm)	Quociente de estabilidade do implante (QEI)
Usinado cilíndrico sem macho	51±3	85±3
Usinado cilíndrico com macho	31±3	81±1
Usinado cônico	54±1,1	81±1
Ataque ácido cilíndrico sem macho	68±5,8	87±2
Ataque ácido cilíndrico com macho	63,8±8,1	87±1
Ataque ácido cônico	108,4±4	81±3
Oxidado cilíndrico sem macho	79±6	84±6
Oxidado cilíndrico com macho	79,4±3,6	87±1
Oxidado cônico	102,6±4,2	81±2

Após a obtenção dos dados, fez-se a análise estatística. Para analisar a influência da conicidade no torque e na estabilidade, uma análise descritiva com ANOVA foi realizada. Os valores dos diferentes parâmetros obtidos na análise são mostrados nas Tabelas 10,11 e 12 e FIG.19 E 20

Tabela 10 - Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI). Análise descritiva.

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	95% Intervalo de confiança da média		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
Torque	Conico	15	88,80	24,77	6,40	75,08	102,52	54	114
	Cilindrico	15	58,07	21,48	5,55	46,17	69,96	28	84
	Total	30	73,43	27,63	5,04	63,12	83,75	28	114
QEI	Conico	15	81,30	1,96	0,51	80,21	82,39	78	86
	Cilindrico	15	84,98	3,37	0,87	83,12	86,85	79,3	89
	Total	30	83,14	3,29	0,60	81,91	84,37	78	89

Tabela 11 - Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância

	Análise de variância	Grau de liberdade 1	Grau de Liberdade 2	Significância
Torque	1,07	1	28	,309
QEI	8,38	1	28	,007

Tabela 12 - Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da conicidade no torque de inserção e frequência de ressonância. Análise descritiva com ANOVA.

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
Torque	Entre grupos	7084,03	1,00	7084,03	13,18	0,001
	Dentro dos grupos	15051,33	28,00	537,55		
	Total	22135,37	29,00			
QEI	Entre grupos	101,75	1,00	101,75	13,39	0,001
	Dentro dos grupos	212,71	28,00	7,60		
	Total	314,46	29,00			

FIG 19 - – Influência da forma do implante na média dos torques de inserção (N.cm)

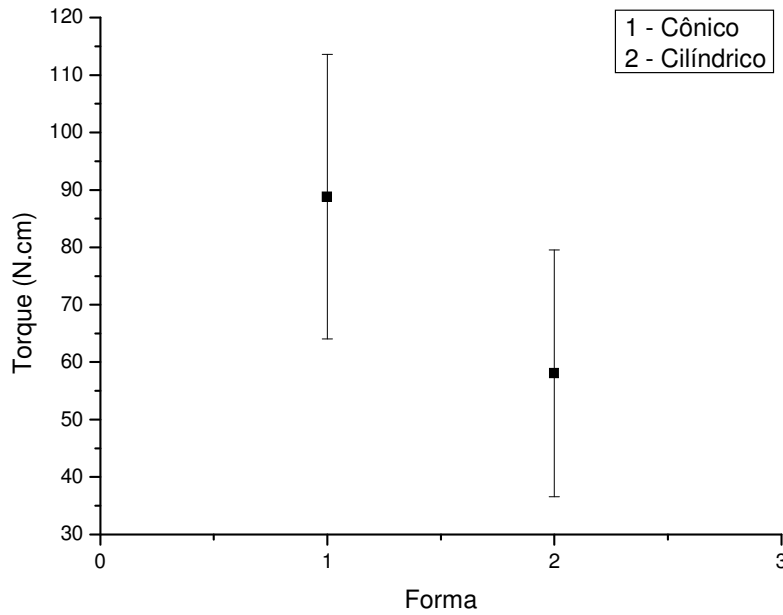
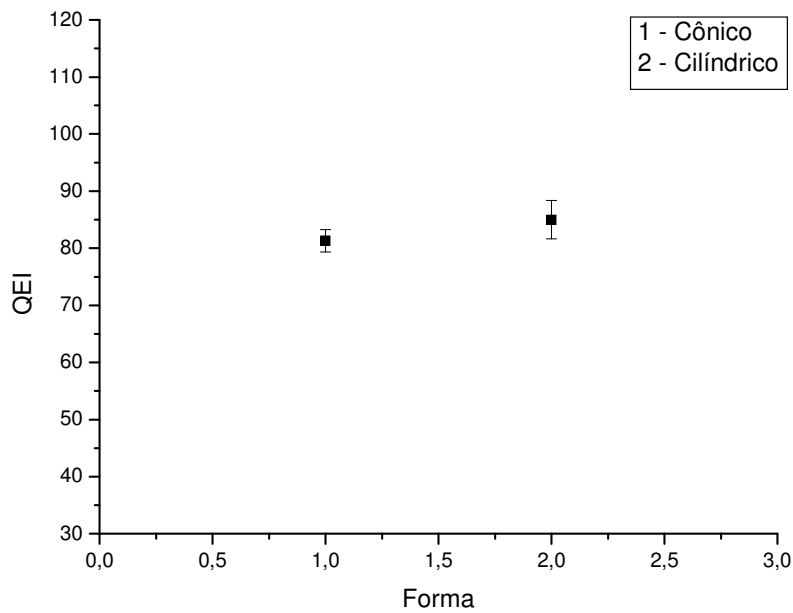


FIG 20 – Influência da forma do implante na média das freqüências de ressonância (QEI)



Para a análise da influência da superfície dos implantes cônicos e cilíndricos no torque de inserção e na frequência de ressonância, fez-se a análise descritiva e com ANOVA. Os valores dos parâmetros obtidos são mostrados nas Tabelas 13,14 e 15 e FIG 21 e 22.

TAB 13 – Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) de implantes cônicos e cilíndricos e freqüência de ressonância (QEI). Análise descritiva.

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	95% Intervalo de confiança da média		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
Torque	Usinado	10,00	43,20	13,08	4,14	33,84	52,56	28	57
	Ácido	10,00	86,10	24,26	7,67	68,74	103,46	52	114
	Oxidado	10,00	91,00	12,76	4,04	81,87	100,13	74	107
	Total	30,00	73,43	27,63	5,04	63,12	83,75	28	114
QEI	Usinado	10,00	81,25	1,11	0,35	80,46	82,04	79,3	83
	Ácido	10,00	84,20	3,82	1,21	81,47	86,94	78	89
	Oxidado	10,00	83,98	3,62	1,14	81,39	86,57	80	88,3
	Total	30,00	83,14	3,29	0,60	81,91	84,37	78	89

TAB 14 - Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da superfície no torque de inserção dos implantes cônicos e cilíndricos e freqüência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância.

	Análise de variância	Grau de liberdade 1	Grau de Liberdade 2	Significância
Torque	19,61	2	27	,000
QEI	13,47	2	27	,000

TAB 15 - Parâmetros obtidos na análise descritiva com ANOVA da influência da superfície no torque de inserção dos implantes cônicos e cilíndricos e freqüência de ressonância (QEI).

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
Torque	Entre grupos	13830,87	2,00	6915,43	22,48	0,00
	Dentro dos grupos	8304,50	27,00	307,57		
	Total	22135,37	29,00			
QEI	Entre grupos	53,93	2,00	26,97	2,79	0,08
	Dentro dos grupos	260,53	27,00	9,65		
	Total	314,46	29,00			

FIG 21 – Influência da superfície dos implantes na média dos torques de inserção (N.cm)

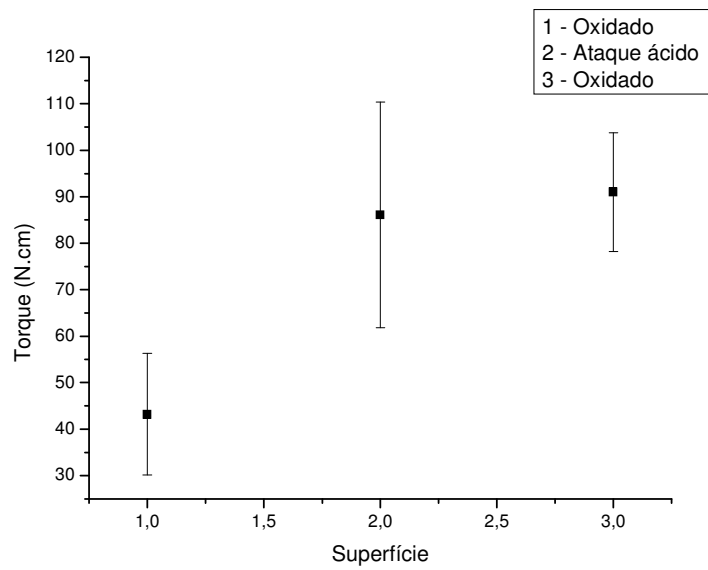
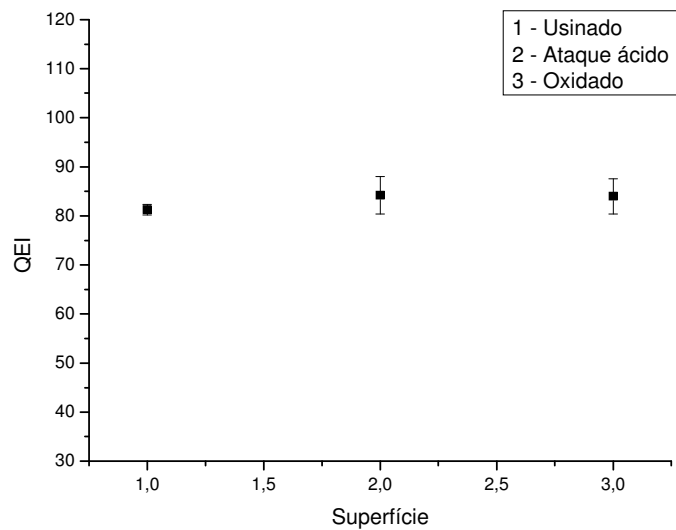


FIG 22 – Influência da superfície dos implantes na média das freqüências de ressonância (QEI)



A análise comparativa dos grupos cilíndricos, instrumentado com e sem macho de rosca, foi realizada para avaliar se a modificação na instrumentação poderia ter alguma influência no torque ou estabilidade primária medida pela freqüência de ressonância, o sim foi usado para o caso de preparação do sítio com macho de rosca e não para aquele sem macho de rosca. A única correlação entre freqüência de ressonância e torque ocorre quando observamos somente os grupos cilíndricos com e sem macho.

Os resultados das análises podem ser observadas nas TAB 16, 17 e 18 e FIG 23 e 24:

TAB 16 – Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI). Análise descritiva

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	Intervalo de confiança 95%		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
Torque	Sem macho	15	66,00	12,86	3,32	58,88	73,12	48,00	87,00
	Com macho	15	58,07	21,48	5,55	46,17	69,96	28,00	84,00
	Total	30	62,03	17,86	3,26	55,37	68,70	28,00	87,00
QEI	Sem macho	15	85,40	3,79	0,98	83,30	87,50	79,00	91,00
	Com macho	15	84,98	3,37	0,87	83,12	86,85	79,30	89,00
	Total	30	85,19	3,53	0,64	83,87	86,51	79,00	91,00

TAB 17 – Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI). Teste de homogeneidade de Variância.

	Análise de variância	Grau de liberdade 1	Grau de Liberdade 2	Significância
Torque	8,172	1	28	,008
QEI	,048	1	28	,828

TAB 18– Parâmetros obtidos na análise estatística da influência da instrumentação no torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI). Análise com ANOVA.

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
Torque	Entre grupos	472,03	1	472,03	1,506	,230
	Dentro dos grupos	8774,93	28	313,39		
	Total	9246,97	29			
QEI	Entre grupos	1,30	1	1,30	,101	,753
	Dentro dos grupos	360,41	28	12,87		
	Total	361,71	29			

FIG 23 – Influência da instrumentação na média dos torques de inserção (N.cm)

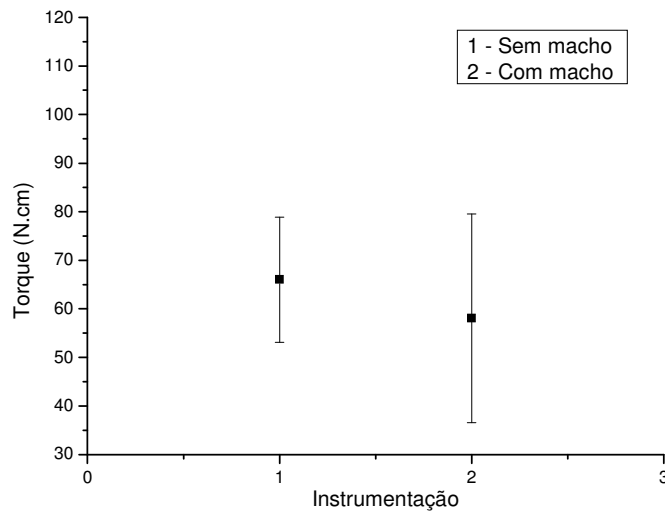
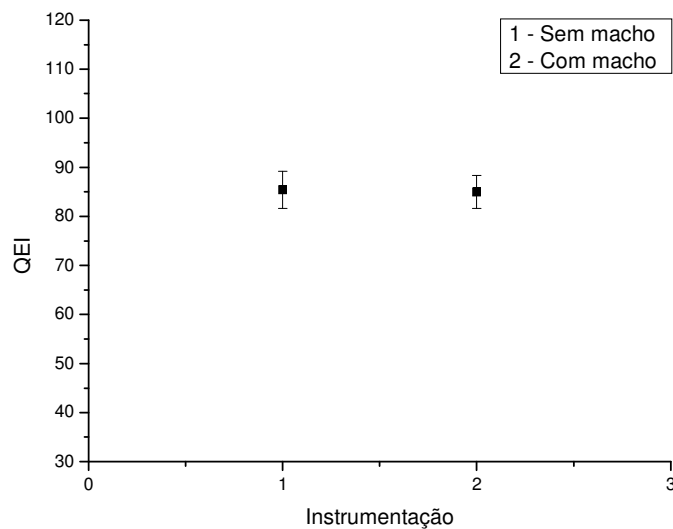


FIG 24 – Influência da instrumentação na média das freqüências de ressonância (QEI)



A correlação de Pearson foi realizada para verificar a existência de relação entre torque e QEI nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados com e sem macho. Foi possível observar que nesses grupos não existe correlação entre torque e freqüência de ressonância. Essa análise está descrita nas TAB 19 e 20 e na FIG 25.

TAB 19 – Parâmetros obtidos na análise estatística da correlação do torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI) nos grupos cilíndricos com e sem macho. Análise descritiva.

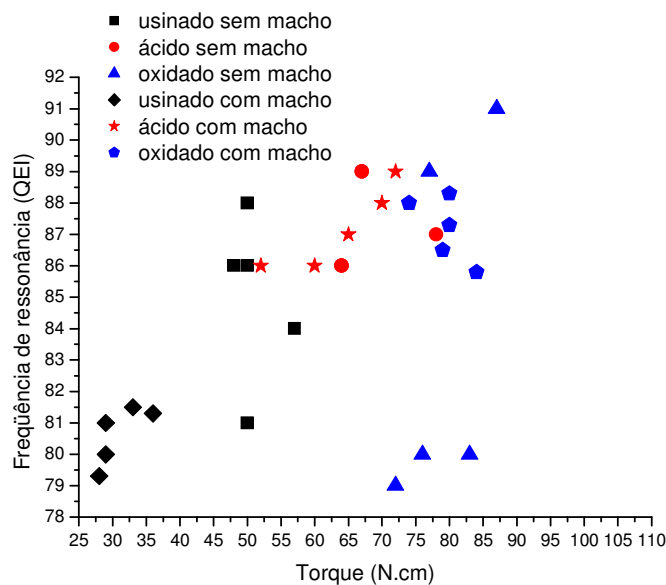
	Média	Desvio Padrão	N
Torque	62,03	17,86	30
QEI	85,19	3,53	30

TAB 20 – Parâmetros obtidos na análise estatística da correlação do torque de inserção (N.cm) e freqüência de ressonância (QEI) nos grupos cilíndricos com e sem macho. Correlação de Pearson.

		Torque	QEI
Torque	Coeficiente	1	,529**
	Significância		,003
	N	30	30
QEI	Coeficiente	,529**	1
	Significância	,003	
	N	30	30

\*\* A correlação é significativa ao nível de 0,01

FIG 25 - Análise da correlação entre a freqüência de ressonância (QEI) de inserção (N.cm) e torque nos grupos cilíndrico com e sem macho de rosca.



A correlação de Pearson foi realizada para verificar a existência de relação entre torque e freqüência de ressonância (QEI) nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados com macho e implantes cônicos. Foi possível observar que nesses



grupos não existe correlação entre o torque e a freqüência de ressonância. Essa análise está descrita nas TAB 21 e 22 e no gráfico

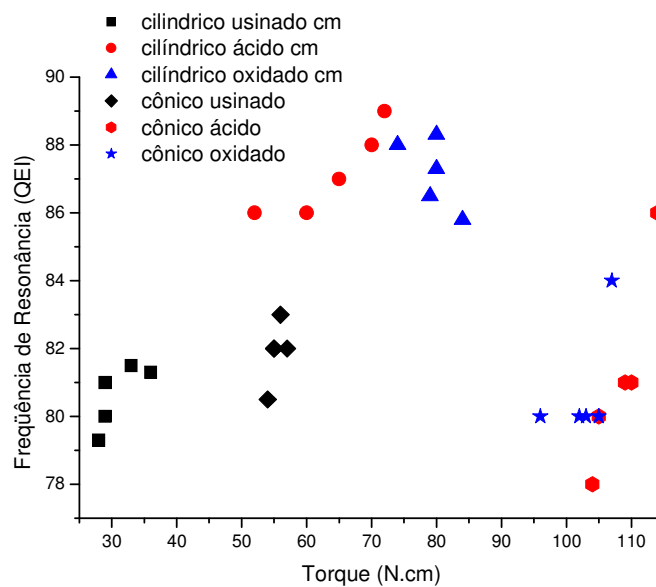
TAB 21 – Análise da correlação de estabilidade (QEI) e torque cilíndrico com macho e cônico por estatística descritiva.

	Média	Desvio Padrão	N
Torque	73,43	27,63	30
QEI	83,14	3,29	30

TAB 22 – Análise da correlação de estabilidade (QEI) e torque cilíndrico com macho e cônico por correlação de Pearson.

		Torque	QEI
Torque	Coefficiente	-,001	1
	Significância	,995	
	N	30	30
QEI	Coefficiente	1	-,001
	Significância	,995	
	N	30	30

FIG 26 - Análise da correlação da freqüência de ressonância (QEI) e torque de inserção (N.cm) dos grupos cilíndricos com macho de rosca e cônicos



A análise da correlação com o mesmo método foi realizada para verificar a existência de relação entre o torque e a frequência de ressonância (QEI) nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos. Pode-se observar que nesses grupos não existe correlação entre torque e frequência de ressonância (QEI), conforme mostrado nas TAB 23 e 24 e na FIG 27.

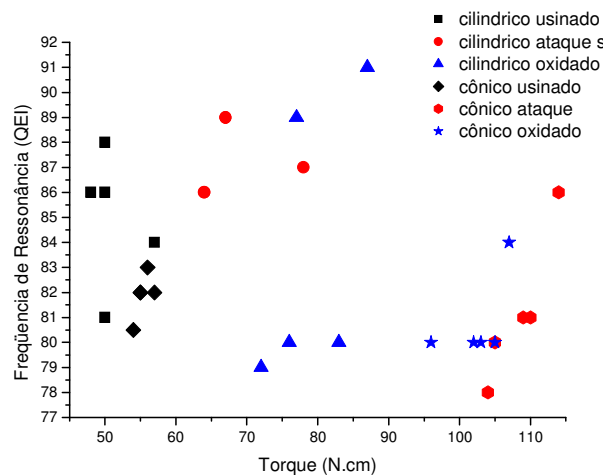
TAB 23 – Análise da correlação da frequência de ressonância (QEI) e torque nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos.

		Torque	QEI
Torque	Coefficiente	1	-,321
	Significância		,084
	N	30	30
QEI	Coefficiente	-,321	1
	Significância	,084	
	N	30	30

TAB 24 – Análise da frequência de ressonância (QEI) e torque nos grupos de implantes cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos pela Correlação de Pearson

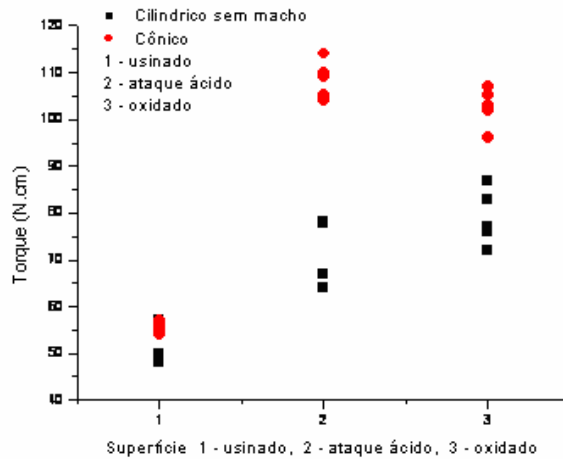
		Torque	QEI
Torque	Coefficiente	1	-,095
	Significância	-,095	1
	N	30	30
QEI	Coefficiente	.	,308
	Significância	,308	.
	N	30	30

FIG 27 - Análise da correlação de frequência de ressonância (QEI) e torque de inserção (N.cm) nos grupos de implante cilíndricos instrumentados sem macho e cônicos



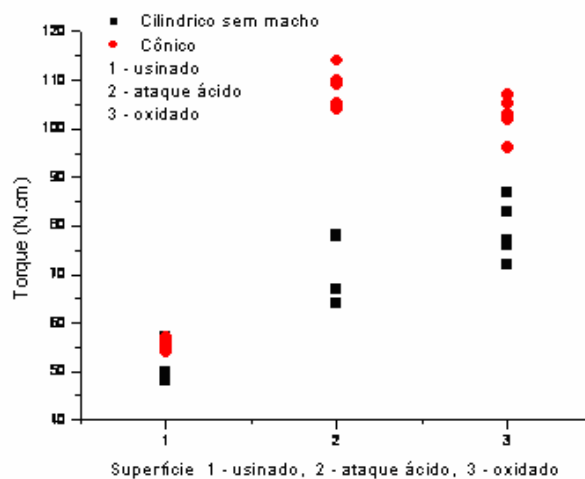
A análise foi realizada para avaliar a influência de cada superfície do implante no torque de inserção do grupo cilíndrico instrumentado com macho e cônico. Podem-se observar os resultados na FIG 28.

FIG 28 - Análise da correlação influência das superfícies (1- usinado, 2 – ataque ácido e 3 – oxidado) no torque do grupo cilíndrico instrumentado com macho e cônico.



A análise foi realizada para avaliar a influência de cada superfície do implante no torque de inserção (N.cm) dos grupos cilíndrico instrumentado sem macho e cônico. Podemos observar os resultados na FIG 29.

FIG 29 - Análise da correlação influência das superfícies (1- usinado, 2 – ataque ácido e 3 – oxidado) no torque de inserção do grupo cilíndrico instrumentado sem macho e cônico.



A análise foi realizada para avaliar a influência da conicidade no do torque de inserção e estabilidade dos grupos cilíndrico instrumentado sem macho de rosca e cônico. Podem-se observar os resultados na FIG 30 e nas TAB 23, 24 e 25.

FIG 30 - Análise da influência da forma nos grupos cilíndrico sem macho (0) e cônico (1)

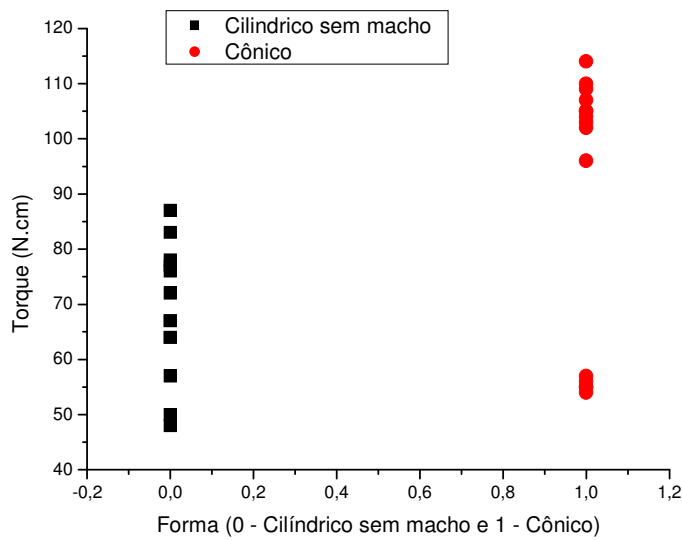
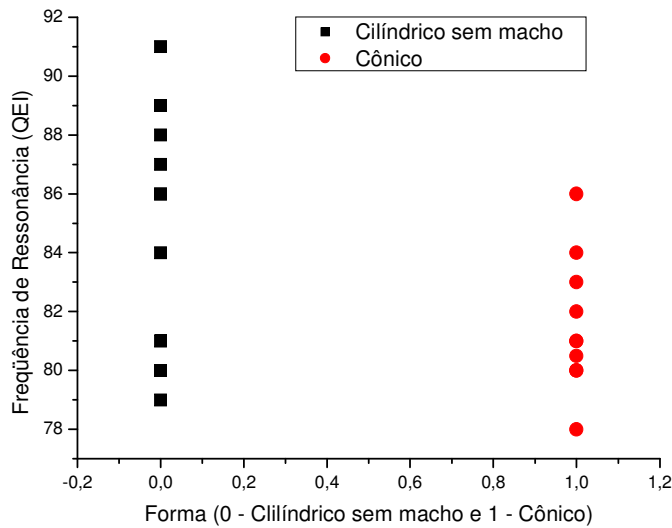


FIG 31 - Análise influência da forma na estabilidade primária nos grupos cilíndrico sem macho (1) e cônico (0)



A análise não paramétrica foi realizada para detectar em cada grupo a influência da superfície no torque e estabilidade primária no grupo cilíndrico sem macho. Os resultados são mostrados nas TAB 25, 26 e 27 e nas FIG 32 e 33.

TAB 25 – Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca pela correlação de Spearman

		Superfície	Torque	QEI
Superfície	Coeficiente de correlação	1	,711(**)	-,276
	Significância	.	,000	,139
	N	30	30	30
Torque	Coeficiente de correlação	,711(**)	1,000	-,319
	Significância	,000	.	,086
	N	30	30	30
QEI	Coeficiente de correlação	-,276	-,319	1,000
	Significância	,139	,086	.
	N	30	30	30

\*\* A correlação é significativa ao nível de 0.01. e \* A correlação é significativa ao nível de 0.05.

TAB 26 – Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca por variância

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	95% Intervalo de confiança da média		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
QEI	Usinado	5	85,00	2,65	1,18	81,72	88,29	81,00	88,00
	Ácido	5	87,40	1,52	0,68	85,52	89,28	86,00	89,00
	Oxidado	5	83,80	5,72	2,56	76,70	90,90	79,00	91,00
	Total	15	85,40	3,79	0,98	83,30	87,50	79,00	91,00
Torque	Usinado	5	51,00	3,46	1,55	46,70	55,30	48,00	57,00
	Ácido	5	68,00	5,79	2,59	60,81	75,19	64,00	78,00
	Oxidado	5	79,00	5,96	2,66	71,60	86,40	72,00	87,00
	Total	15	66,00	12,86	3,32	58,88	73,12	48,00	87,00

TAB 27 – Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico sem macho de rosca por ANOVA

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
QEI	Entre grupos	33,60	2	16,80	1,20	,335
	Dentro dos grupos	168,00	12	14,00		
	Total	201,60	14			
Torque	Entre grupos	1990,00	2	995,00	36,85	,000
	Dentro dos grupos	324,00	12	27,00		
	Total	2314,00	14			

FIG 32 - Análise influência da superfície na média das estabilidades primárias no grupo cilíndrico sem macho

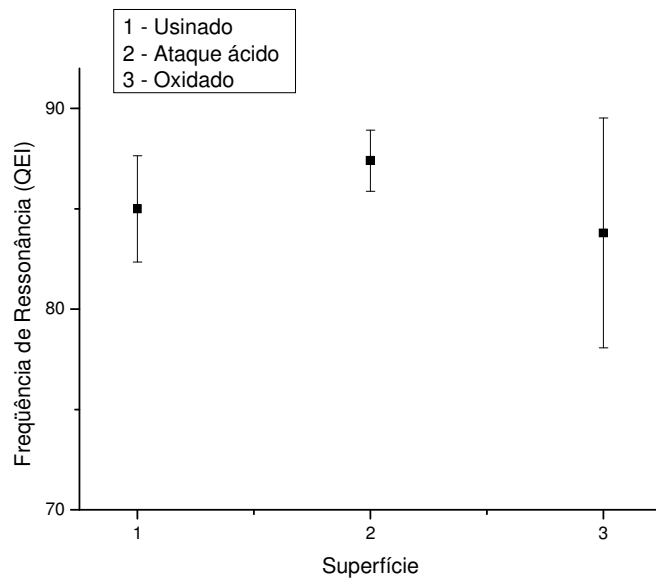
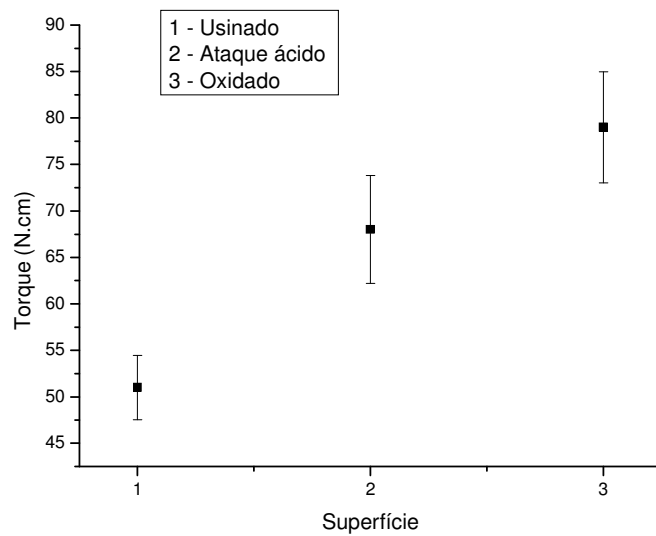


FIG 33 - Análise influência da superfície na média dos torques no grupo cilíndrico sem macho



Para avaliar a influência da superfície no torque e a frequência de ressonância (ISQ) no grupo cilíndrico com macho as análises não paramétricas de Spearman foram realizadas. Os resultados são mostrados nas TAB 28 e 29 e nas FIG 34 e 35.

TAB 28 – Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico com macho de rosca por análise descritiva

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	95% Intervalo de confiança da média		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
QEI	Usinado	5	80,60	0,95	0,42	79,43	81,77	79,30	81,50
	Ácido	5	87,20	1,30	0,58	85,58	88,82	86,00	89,00
	Oxidado	5	87,15	1,04	0,47	85,86	88,44	85,80	88,30
	Total	15	84,98	3,37	0,87	83,12	86,85	79,30	89,00
Torque	Usinado	5	31,00	3,39	1,52	26,79	35,21	28,00	36,00
	Ácido	5	63,80	8,07	3,61	53,77	73,83	52,00	72,00
	Oxidado	5	79,40	3,58	1,60	74,96	83,84	74,00	84,00
	Total	15	58,07	21,48	5,55	46,17	69,96	28,00	84,00

TAB 29 – Análise da influência da superfície no grupo cilíndrico com macho de rosca por ANOVA

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
QEI	Entre grupos	144,11	2,00	72,05	58,82	,000
	Dentro dos grupos	14,70	12,00	1,23		
	Total	158,81	14,00			
Torque	Entre grupos	6102,93	2,00	3051,47	102,28	,000
	Dentro dos grupos	358,00	12,00	29,83		
	Total	6460,93	14,00			

FIG 34 - Análise da influência da superfície nas médias das frequências de ressonância (QEI) no grupo cilíndrico com macho

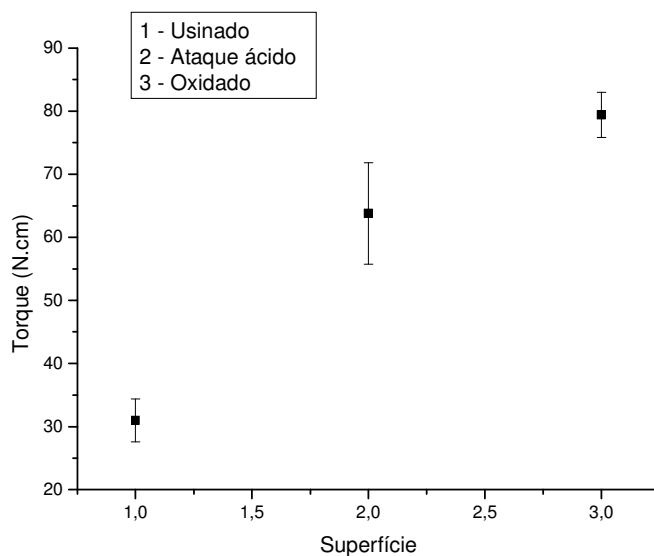
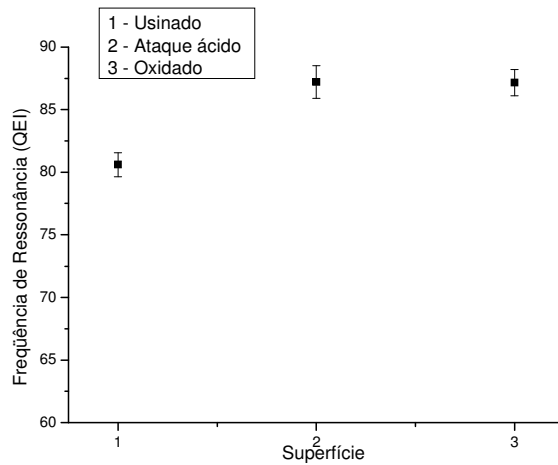


FIG 35 - Análise influência da superfície nas médias dos torques de inserção (N.cm) do grupo cilíndrico com macho



Para avaliar a influência da superfície no torque e frequência de ressonância (ISQ) no grupo cônico análises não paramétricas de Spearman foram realizadas. Os resultados são mostrados nas TAB 30 e 31 e nas FIG 36 e 37.

TAB 30 – Análise descritiva da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (ISQ) no grupo cônico

		N	Média	Desvio Padrão	Erro do desvio	95% Intervalo de confiança da média		Mínimo	Máximo
						Limite Inferior	Limite Superior		
QEI	Usinado	5	81,90	0,89	0,40	80,79	83,01	80,50	83,00
	Ácido	5	81,20	2,95	1,32	77,54	84,86	78,00	86,00
	Oxidado	5	80,80	1,79	0,80	78,58	83,02	80,00	84,00
	Total	15	81,30	1,96	0,51	80,21	82,39	78,00	86,00
Torque	Usinado	5	55,40	1,14	0,51	53,98	56,82	54,00	57,00
	Ácido	5	108,40	4,04	1,81	103,39	113,41	104,00	114,00
	Oxidado	5	102,60	4,16	1,86	97,44	107,76	96,00	107,00
	Total	15	88,80	24,77	6,40	75,08	102,52	54,00	114,00

TAB 31 – Análise da influência da superfície no torque de inserção (N.cm) e frequência de ressonância (ISQ) no grupo cônico

		Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Média dos quadrados	F	Significância
QEI	Entre grupos	3,1	2	1,55	,366	,701
	Dentro dos grupos	50,8	12	4,23		
	Total	53,9	14			
Torque	Entre grupos	8450,8	2	4225,40	363,215	,000
	Dentro dos grupos	139,6	12	11,63		
	Total	8590,4	14			



FIG 36 – Variação das médias de freqüência de ressonância (QEI) com tipo de superfície do grupo cônico

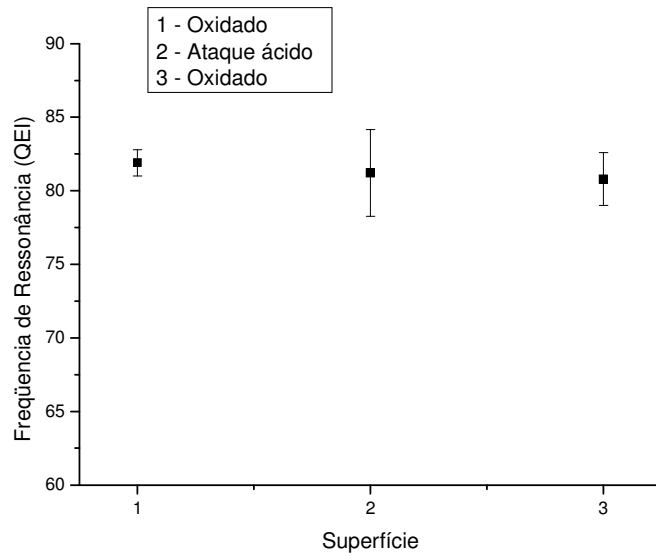
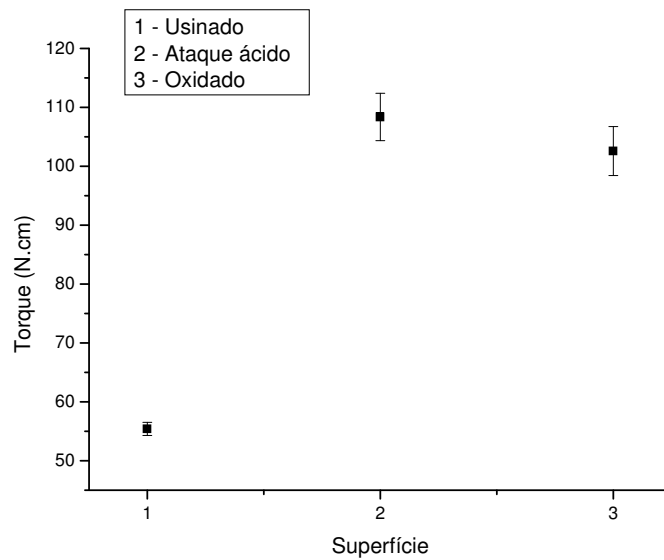


FIG 37- Variação das médias de torque de inserção (N.cm) com tipo de superfície do grupo cônico



#### 4. DISCUSSÃO

Os resultados encontrados indicam que não existe relação entre a estabilidade primária medida pela frequência de ressonância e o torque de inserção, quando levamos em conta todos os grupos estudados. Esses resultados foram corroborados por CUNHA (2004) e AKKOCAOGLU (2005). A única correlação determinada entre esses parâmetros, ocorreu quando se fez a análise dos grupos cilíndricos instrumentados com e sem macho. Foi observado que entre os implantes usinado, ataque ácido e oxidado, a superfície com menor torque e frequência de ressonância (QEI) é a do usinado. As superfícies tratadas com ataque ácido e oxidada não apresentaram diferença estatisticamente significativa tanto no torque de inserção, quanto na frequência de ressonância. O maior torque necessário para inserir os implantes cônicos, quando comparado com os cilíndricos, pode ser atribuído à forma da rosca dos implantes cilíndricos. Os esboços das formas dos filetes das roscas dos implantes cilíndricos e cônicos são mostrados nas FIG 38 e 39.

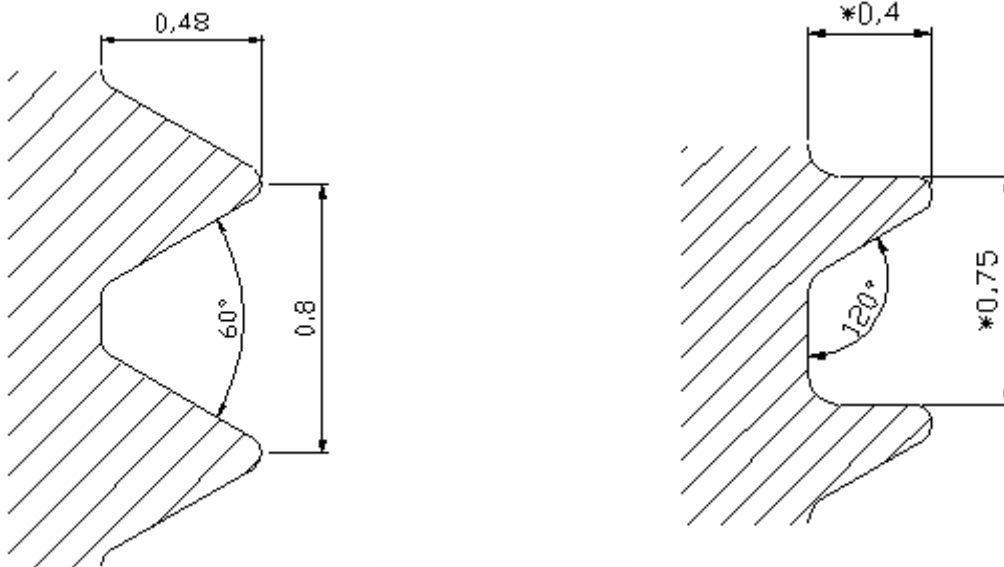


FIG.38 - Forma da rosca do implante cilíndrico      FIG. 39 – Forma da rosca do implante cônico

A estabilidade primária medida pela frequência de ressonância nos implantes cônicos foi ligeiramente inferior daquela dos implantes cilíndricos. No entanto, esta

diferença não foi estatisticamente relevante. Ao analisar a TAB 32, observou-se que a pré-carga não apresenta diferença entre os grupos.

TAB 32 – Valores da carga induzida no filete da rosca e pré-carga dos implantes em cada grupo, considerando o valor do torque máximo de inserção. Valores em N.cm

Grupos dos implantes	Media de Torque na inserção	Carga no filete da rosca	Pré-Carga
Usinado cilíndrico sem macho	51±3	48,18	26,15
Usinado cilíndrico com macho	31±3	29,29	15,90
Usinado cônico	54±1,1	51,00	27,84
Ataque ácido cilíndrico sem macho	68±5,8	42,81	34,87
Ataque ácido cilíndrico com macho	63,8±8,1	40,16	32,72
Ataque ácido cônico	108,4±4	68,24	55,88
Oxidado cilíndrico sem macho	79±6	47,1	40,51
Oxidado cilíndrico com macho	79,4±3,6	47,34	40,72
Oxidado cônico	102,6±4,2	61,18	52,89

A modificação no perfil das roscas dos implantes cilíndrico e cônico altera a área da superfície de contato dos implantes. A redução do passo da rosca do implante cônico aumentou a área de superfície de contato em relação ao implante cilíndrico. Na TAB 26 são mostradas as áreas das superfícies dos implantes cilíndricos e cônicos com diâmetro de 5,0mm e comprimentos entre 8,5 e 15,00mm. As áreas foram calculadas com uso do sistema CAD fornecidas pela empresa Conexão Próteses. E mostradas na TAB 33.

TAB 33 – Áreas das superfícies externas (mm<sup>2</sup>) dos implantes com diâmetro de 5mm

Comprimento	Cilíndrico	Cônico
8,5	217,57	-
10,0	252,55	283,69
11,5	283,52	311,76
13,0	316,92	343,44
15	360,18	383,51

A diferença da área da superfície de contato, associada à forma do perfil da rosca, da rugosidade e de coeficientes de atrito, interferiram diretamente no torque de inserção do implante.

Durante a colocação do implante no sítio, os mecanismos de interação entre o implante e o osso puderam ser avaliados usando a teoria clássica do parafuso de potência ou do parafuso de união descrita por SHIGLEY (1977) e analisado por ELIAS *et al.* (2006).

De modo simplificado, a relação entre a pré-carga ( $F_i$ ) e a tensão no corpo do parafuso ( $T_p$ ) é dada pela equação 1 empírica :

$$F_i = 0,9 A_p T_p \text{ (equação 1)}$$

Onde  $A_p$  é a área da seção transversal do parafuso. Apesar da equação ser bastante simples, é difícil quantificar o valor de  $F_i$ . Normalmente, emprega-se a relação entre  $F_i$  com o torque aplicado:

$$T = K F_i d \text{ (equação 2)}$$

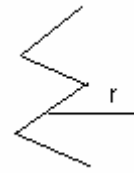
onde “d” é o diâmetro interno nominal do parafuso e K é um fator de correção que depende do material, do tamanho do parafuso e do coeficiente de atrito entre as partes. Geralmente K varia entre 0,15 e 0,30.

A força de atrito em um ponto do filete de rosca pode ser calculada pela equação:

$$F_a = \mu N \text{ (equação 3)}$$

onde  $\mu$  é o coeficiente de atrito e N é a reação normal à força de compressão entre o filete da rosca do implante e a parede do furo de inserção.

A relação entre o torque de inserção e torque de reação devido ao atrito é dada pela equação 4:



$$T_I = F_a \cdot r = \mu N r \quad (\text{equação 4})$$

onde  $T_I$  é o torque de inserção aplicado pelo profissional e “r” é o raio na posição média do filete de rosca.

A pré-carga ( $T_i$ ) é o somatório das pré-cargas nos diferentes pontos do filete da rosca do implante. Na equação 5 o valor de  $\beta$  é a metade do ângulo do filete.

$$T_i = \sum N \cos \beta \quad (\text{equação 5})$$

O torque total ( $T_T$ ) soma dos torques ao longo de todos os pontos do filete será:

$$T_T = \sum (r\mu N) \quad (\text{equação 6})$$

A relação simplificada entre o torque na rosca (equação 6) e a pré-carga (equação 5) será:

$$P = \frac{\cos \beta}{r \cdot \mu} \cdot T_T \quad (\text{equação 7})$$

A equação 7 mostra que a pré-carga depende do torque aplicado no diâmetro do implante, da forma do filete e do coeficiente de atrito. As propriedades do material não estão explicitamente incluídas na equação, mas, o coeficiente de atrito depende das

propriedades do material entre elas: módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) e limite de escoamento (ELIAS, 2006).

O balanço das forças e torques que atuam no sistema durante a inserção do implante, é esquematizado na FIG 40. Durante a inserção, a força N de compressão, atua na interface entre a superfície dos filetes da rosca do implante e a parede do sítio, gerando uma força de atrito que atua na direção oposta à de inserção.

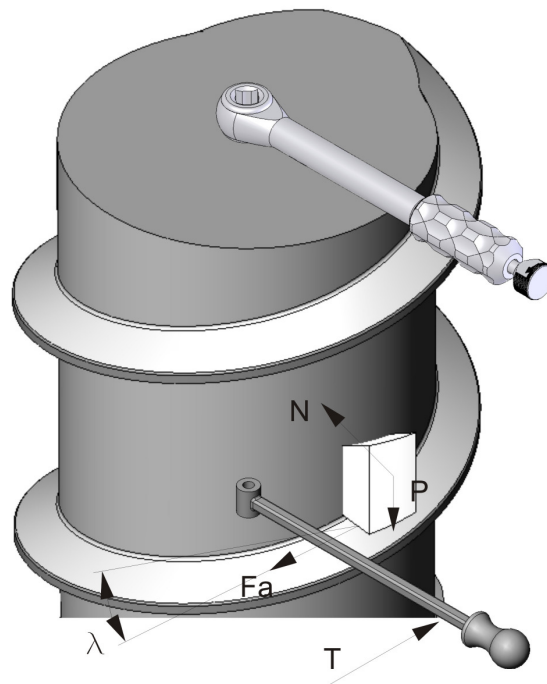


FIG 40 – Decomposição de forças no filete da rosca durante a inserção do implante

O torque aplicado para inserir o implante é o torque necessário para vencer o atrito que surge entre a superfície do filete das roscas e o cilindro de polietileno. À medida que o implante é inserido, surgem forças trativas no corpo do implante, as quais correspondem à pré-carga no implante. Os valores da pré-carga e a carga induzida no filete da rosca são mostrados na TAB 30.

Analisando-se a forma do implante cilíndrico mostrado na FIG 3, podemos observar que ele possui roscas cortantes e uma câmara para coleta do material

removido. Nos esboços das curvas de inserção mostrados nas FIG 16, 17 e 18 é possível observar a existência de serrilhados nas curvas ascendentes. Estes serrilhados podem ser associados ao corte do polietileno pelas roscas apicais do implante. Com o avanço do implante, a força de atrito aumenta e o torque para continuar a inserção do implante é consumido para cortar o cilindro e vencer o atrito entre o implante e o cilindro.

Considerando esta situação, e a teoria proposta por SHIGLEY (1977), o torque de inserção do implante ( $T_i$ ) pode ser calculado com base nas equações experimentais de um parafuso de potência:

$$T_i = \frac{F_t \cdot dm}{2} (1 + \mu_r \frac{dm}{l} \sec \alpha) \quad (\text{equação 8})$$

$F_t$  = força vertical no filete

$dm$  = diâmetro nominal do implante

$\mu_r$  = coeficiente de atrito cinético implante-parede sítio

$\alpha$  = ângulo do filete da rosca

$l$  = passo da rosca

Para o implante cônico, a força normal devido ao atrito  $\mu N \cos \alpha$  e o torque será:

$$T_i^c = 2 \int_0^{L \cos \theta} \mu_r r \, dr \quad (\text{equação 9})$$

$$\tan \alpha = \frac{\text{passo}}{2 r_m} \quad (\text{equação 10})$$

$r_m$  - raio médio

$\theta_n$  - inclinação do filete

$\tan \theta_n = \tan \theta \cos \alpha$

$$T = w \left[ r_m \left( \frac{\text{tg } \alpha + f / \cos \theta_n}{1 - f \text{ tg } \alpha / \cos \theta_n} \right) + f_c r_c \right] \quad (\text{equação 11})$$

T - momento aplicado

w - força no parafuso

$r_c$  - raio efetivo

f - coeficiente de atrito parafuso e as paredes do furo

$f_c$  - coeficiente de atrito cabeça parafuso com a base de assentamento

$\alpha$  - ângulo hélice da rosca do parafuso

$\theta_n$  - Ângulo entre a tangente e perfil do filete

Tensões no filete:

$$T_b = \frac{3 w h}{2 \uparrow n r_m b^2} \quad \text{Tensão fletora (equação 12)}$$

$$T_s = \frac{W}{2 \uparrow n r_m b} \quad \text{Tensão devido ao esforço cortante (equação 13)}$$

n - número de filetes em contato

Levando-se em consideração o esboço mostrado na FIG, pode-se de modo simplificado descrever as forças atuantes no parafuso.

Supondo que a força de atrito fique uniformemente distribuída em toda a superfície do filete, o momento aplicado deve vencer a força de atrito.

Ao aplicar o torque, surge uma força oposta P. Na situação de equilíbrio para o braço de alavanca L e o implante em que o centro do filete dista "r" do eixo no implante.



$$M = F_a \cdot r = T \cdot L \quad (\text{equação 14})$$

M - momento aplicado

$F_a$  - força necessária para deslizar

r - raio médio do filete

T - força aplicada na chave

L - braço de alavanca

Ao girar o implante, surge a componente vertical Q e a normal à superfície do filete N.

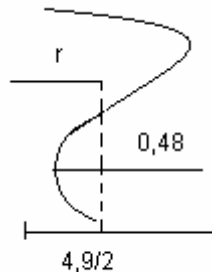
$$F_a = Q \cdot \tan(\lambda + \varphi) \quad (\text{equação 15})$$

onde: Q é a força normal

$\lambda$  é o ângulo da hélice das roscas

$\varphi$  é a inclinação do filete

O raio médio do filete (r) pode ser considerado entre a média do raio da alma do parafuso e o raio externo.



O momento aplicado no implante será:

$$M - F_a r = Q \cdot \frac{d}{2} \tan(\lambda + \varphi) \quad (\text{equação 15})$$

Fazendo a substituição para o implante cilíndrico com diâmetro de 5,0mm, cujo filete de rosca é mostrado na , tem-se:

$$r = \underline{4,9} - \underline{0,48} = 2,21$$

2 2

$$\tan \lambda = \frac{S}{\pi d} = \frac{0,8}{3,14 \cdot 4,9} = 0,051995$$

$$\lambda = 30^\circ$$

Com base nestes dados é possível calcular o torque necessário para inserir o implante.

Além da forma do implante, mas também a morfologia da superfície que interfere na estabilidade do implante. Os resultados obtidos corroboram aqueles obtidos por CUNHA (2004) e AKKOCAOGLU (2005), demonstrando que implantes com tratamento da superfície oferecem vantagens quanto ao torque e a estabilidade primária medida por frequência de ressonância. Pôde-se considerar que os dois tratamentos analisados podem ser considerados similares quanto ao torque e que a estabilidade primária é diminuída quando comparou-se o tratamento oxidado com o ataque ácido.

A forma do gráfico e torque máximo para inserir o implante mostrou ser dependente do coeficiente de atrito, da geometria do implante, da forma do filete das roscas e das propriedades dos materiais. Os resultados obtidos indicaram que o coeficiente de atrito é o parâmetro que exerce maior influência e ele é sensível ao tratamento da superfície que altera seu valor. Os implantes com superfície tratada apresentaram maior rugosidade superficial e maior coeficiente de atrito.

## 5. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos no presente trabalho permitiram concluir que:

- a) O torque e a estabilidade primária não se correlacionaram.
- b) A forma do gráfico de inserção e torque máximo para inserir o implante depende do coeficiente de atrito, geometria do implante, forma do filete das roscas e propriedades dos materiais.
- c) O coeficiente de atrito é o parâmetro que exerce maior influência e o tratamento da superfície altera o coeficiente de atrito.
- d) Os implantes com superfície tratada têm maior a rugosidade superficial e coeficiente de atrito.
- e) Torques menores que o recomendado (32 Ncm) foram encontrados, na inserção de implantes cilíndricos usinados, quando foi utilizado macho de rosca na instrumentação.
- f) Implantes com tratamento da superfície oferecem vantagens quanto ao torque e na pequena influência estabilidade primária medida por frequência de ressonância quando comparado com implantes usinados.
- g) Os maiores valores de torque de inserção foram atribuídos aos implantes cônicos com superfície tratada e os mesmos podem ser indicados para regiões com menor densidade óssea.

## **6. ESTUDOS FUTUROS:**

Estudos mais detalhados envolvendo a variação das dimensões dos implantes, bem como ensaios *in vivo* devem ser realizados para confirmar as tendências observadas no presente estudo.

## 7 BIBLIOGRAFIA

- ABBOUD M *et al.* Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. **Int J Oral Maxillofac**, 2005, 20 (1)61-8
- AKÇA K *et al.* Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2006, 17; 465–472
- AKKOCAOGLU M. *et al.*, Implant design and intraosseous stability of immediately placed implantes: a human cadaver study, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2005, 16: 202–209
- AMARANTE ES *et al.*, Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido – Estado atual, **Pesqui Odontol Bras**, 2001, 15(2) 166-173
- ATTARD NJ, *et al.*, Immediate and early implant loading protocols: A literature review of clinical studies, **The Journal of Prosthetic Dentistry** , 2005 (94)3 242-258
- BALSHI SF *et al.*, A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants, **Int J Oral Maxillofac Implants** 2005 20:584-594
- BAREWAL RM *et col.*, Resonance Frequency Measurement of Implants Stability In Vivo on Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface, **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003 18:641–651
- BRÄNEMARK, PI, Osseointegration and its experimental background,1983, **J. Prosth Dent.** (50)3 399-410
- BISCHOF M *et al.*, Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implantes during cicatrização. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2004, 15: 529–539
- CANNIZZARO G *et al.*, Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading, **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2003;18:512–522
- CORNELINI R *et al.*, Immediate restoration of single-tooth implantes in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report., **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2004, 19(6): 855-860
- CUNHA HA *et al.*, A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2004 19(4):578-585

- CHAUSHU G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D, Immediate Loading of Single-tooth Implants: Immediate Versus Non-immediate Implantation. **Clinical Report Int J Oral Maxillofac Implants** 2001;16:267–272
- CORSO M, *et al.*, Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs, **J Prosthet Dent** 1999;82:428-435
- DRAGO CJ, A Prospective Study to Assess Osseointegration of Dental Endosseous Implants with the Periotest Instrument, **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000, 15:389-395
- ELIAS *et al.* Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação **Rev Bras Implant**, 2000, 6 3-5
- ELIAS *et al.* Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints, **Materials Science and Engineering C** 26, 2006, 1361 – 1366
- ELLINGSEN JE, *et al.*, Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants, **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2004 (19)5: 649-666
- EISENBARTH *et al.* Interactions between cells and titanium surfaces, **Biomolecular Engineering**, 2002, 19:243-/249
- ERICSSON I. *et al.*, Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants: An 18 months' clinical pilot follow-up study, **Clin Oral Impl Res** 2000, 11: 26–33
- FRIBERG B, *et al.* A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999a;28:297–303.
- FRIBERG B, *et al.* Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles: A clinical resonance frequency analysis study. **Int J Oral Maxillofac Surg** 1999b;28:266–272.
- GAPSKI R, *et al.* Critical review of immediate implant loading. **Clin. Oral Impl. Res**, 14, 2003; 515–527
- GEDRANGE T *et al.*, An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2005, 16: 425–431
- GLAUSER R., Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading Successful vs. failing implants, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2004, 15: 428–434

- GUÉHENNEC L.L. *et al.*, Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration, **Dental Materials**, 2006, Article in press
- HANSSONA S., et al, The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study, **Journal of Biomechanics**, 2003, 36 (9) 1247–1258
- HUANG HM *et al.*, Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach, **Clin. Oral Impl. Res.** 2002, 13: 65–74
- HUANG HM *et al.*, Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2003 14: 437–443
- LACHMANN S. *et al.*, 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, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2006: 17: 75–79
- LEE JH, Effect of implant size and shape on implant success rates, **J Prosthet Dent**, 2005, 94(4)337-381
- LI LH et al, Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation, **Biomaterials**, 2004, 25(14) 2867-2875
- LIOUBAVINA-HACK N. *et al.*, Significance of primary stability for osseointegration of dental implantes, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2006 17: 244–250
- LUONGO Get *al.*, Early loading of sandblasted, acid-etched implants in the posterior maxilla and mandible: a 1-year follow-up report from a multicenter 3-year prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2005, 20 84-91
- MEREDITH N., *et al.*, Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. **Clin. Oral Impl. Res**, 1997 8(3):226-233
- MEYER U et al, Ultrasuctrural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants, 2004, **Biomaterials** (25) 1959-1967,
- MISCH C, **Contemporary Implant Dentistry**, Mosby , 1998 702
- MIYAMOTO I, Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study, **Bone** 37, 2005, 776–780

- MOLLY L., Bone density and primary stability in implant therapy, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2006,7(2): 124–135
- MORTON D, *et al.* Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. **Int J Oral Maxillofac**, 2004,19:103-8
- NEDIR R *et al.*, Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants, **Clin. Oral Impl. Res.** 2004, 15: 520–528
- NIKELLIS I *et al.*, Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, 2004, 19 (1) 116-23
- NKENKE E, Immediate Versus Delayed Loading of Dental Implant in the Maxillae of Minipigs: Follow-up of Implant Stability and Implant Failures, **J Oral Maxillofac Implants**, 2005, 20(1):39-47
- PATTIJN V. *et al.*, The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach, **Journal of Biomechanics** 39, 2006 939–947
- PATTIJN V., *et al.*, Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: Influence of boundary conditions and orientation of the transducer, **Medical Engineering & Physics**, 2006, 29(2) 182-190
- PERRIN D *et al.*, Bone response to alteration topography topography and surface composition f sandblasted and acid etched (SLA) implants, **Clin Oral Impl. Res.**, 2002 (13) 465-469
- PIERRISNARD L *et al.*, Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis, **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2002;17:353–362
- PIOLETTI D.P. *et al.*, Effect of micromechanical stimulations on osteoblasts: development of a device simulating the mechanical situation at the bone–implant interface, **Journal of Biomechanics**, 36, 2003, 131–135
- PROUSSAEFS P *et al.*, Immediate loading of hidroxiapatite-coated implants in the maxillary premolar area: Three-year results of a pilot study, **J Prosthet Dent**, 2004, 91(3):228-233,
- PROUSSAEFS P *et al.* Effects of immediate loading with threaded hydroxyapatite-coated root-form implants on single premolar replacements: a preliminary report, **Int J Oral Maxillofac Implants** , 2002;17:567–572)
- QUINLAN P, *et al.* Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 20: 360-70 (2005)



- RASMUSSEN, *et al.* Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia, **Int. J. Oral Maxillofac. Surg**, 27: 229-235.1998
- ROYNESDAL *et al.* AK A comparative clinical investigation of 2 early loaded ITI dental implants supporting an overdenture in the mandible, **J Oral Maxillofac Implants** 16 (2) 246-51 (2001)
- RUPP F *et al.*, Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications, **Biomaterials** 25 1429-1438, 2004
- SCHNEIDER G.B *et al.*, Implant surface roughness affects osteoblast gene expression, **J Dent Res** 82(5):372-376, 2003
- SMITH DE, ZARB GA, Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. **J Prosthet Dent**,. 62, 567-572, 1989
- SHIGLEY J.E., **Mechanical Engineering Design**, McGraw Hill Kogakusha Ltda., 1977.
- SJÖSTRÖM M. *et al.*, Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis: A clinical study from implant placement to 6 months of loading, **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, 2005, 34: 45–51
- SOARES JF e SIQUEIRAIRA AL, **Introdução à estatística Médica**, UFMG, 1999
- STEVENSON WJ, **Estatística aplicada à Administração**, Harper & Row do Brasil, São Paulo, 1981
- SULLIVAN D. *et al.*, Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants, **Clin. Oral Impl. Res.**, 2004 15: 474–480
- SZMUKLER-MONCLER S, *et al.* Timing of loading and effect of micro-motion on bone-implant interface: a review of experimental literature, **J Biomed Mater Res**; 43 193-203 1998
- TORTAMANO P, Orii TC, Yamanochi J, Nakamae AE, Guarnieri T Outcomes of fixed prostheses supported by immediately loaded endosseous implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2006, 21: 63-70
- TURKYILMAZ I *et al.*, 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

XAVIER Sp *et al.*, Response of rat bone marrow cells to commercially pure titanium submitted to different surface treatments. **J Dent**, 2003, 31:173-80.

ZHU X *et al.*, Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses , **Biomaterials** 2004, 25 (18) , 4087-4103,

ZIX J *et al.*, Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of ressonância frequency analysis: a pilot study, **Int J Oral Maxillofac Implant** 2005, 20(5):747-752