

UNIVERSIDADE TIRADENTES

**LAÍSA EMILLE CHAVES CORDEIRO
LARISSA ÉVELIN CHAVES CORDEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE
IMPLANTES ATRAVÉS DA ANÁLISE DE
FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA – ESTUDO IN
VITRO**

**Aracaju
2016**

**LAÍSA EMILLE CHAVES CORDEIRO
LARISSA ÉVELIN CHAVES CORDEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE
IMPLANTES ATRAVÉS DA ANÁLISE DE
FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA – ESTUDO IN
VITRO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Coordenação do Curso de Odontologia da Universidade Tiradentes como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em odontologia.

Raimundo Silva Rocha

**Aracaju
2016**

**LAÍSA EMILLE CHAVES CORDEIRO
LARISSA ÉVELIN CHAVES CORDEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE
IMPLANTES ATRAVÉS DA ANÁLISE DE FREQUÊNCIA
DE RESSONÂNCIA – ESTUDO IN VITRO**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado à Coordenação do Curso
de Odontologia da Universidade
Tiradentes como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Bacharel em
odontologia.

Aprovado em ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Orientador: _____

1º Examinador: _____

2º Examinador: _____

AUTORIZAÇÃO PARA ENTREGA DO TCC

Eu, _____ orientador dos discentes,
_____ e _____ atesto que o
trabalho _____ intitulado:
“ _____ ”

está em condições de ser entregue à Supervisão de Estágio e TCC, tendo sido realizado conforme as atribuições designadas por mim e de acordo com os preceitos estabelecidos no Manual para Realização do Trabalho de Conclusão do Curso de Odontologia.

Atesto e subscrevo,

Orientador

AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES ATRAVÉS DA ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA – ESTUDO IN VITRO

RELATO DE PESQUISA

Laísa Emille Chaves Cordeiro^a, Larissa Évelin Chaves Cordeiro^b,
Raimundo Silva Rocha^c

(^a) Graduada em Odontologia-Universidade Tiradentes; (^b) Graduada em Odontologia-Universidade Tiradentes; (^c) Mestre em Patologia Oral (UFRN). Professor Adjunto de Cirurgia Oral Menor e Traumatologia Bucamaxilo da UNIT-SE

Resumo

A estabilidade primária pode ser definida como sendo a fixação primária obtida no momento de inserção do implante no leito ósseo. A estabilidade primária adequada de um implante é importante para o sucesso da osseointegração e determinação de protocolos de carregamento protético. A qualidade, densidade e volume ósseo são alguns dos fatores que influenciam para a obtenção desta. Existem vários métodos de avaliação da estabilidade, todavia a análise de frequência de ressonância (RFA) é um dos métodos mais citados na literatura, por avaliar a estabilidade de forma não invasiva e em qualquer fase do tratamento. Este trabalho tem como objetivo avaliar a estabilidade primária de implantes instalados na região anterior de mandíbula edêntula sintética com grau de atrofia Classe VI (CAWOOD e HOWELL, 1985) e densidade óssea 4 (LEKHOLM e ZARB, 1985) e na região anterior de maxila edêntula sintética com grau de atrofia Classe III (CAWOOD e HOWELL, 1985) e densidade 4. Foram utilizados o torque de inserção (TI) e a análise de frequência de ressonância (RFA) como parâmetros de mensuração da estabilidade primária. Foi observado uma correlação entre o torque de inserção e os valores de ISQ a partir da análise dos dados descritivos do presente trabalho.

Palavras-Chaves: implante dental; estabilidade primária; osseointegração; análise de frequência de ressonância; torque de inserção e ISQ.

Abstract

Primary stability can be defined as the primary fixation obtained at the moment of insertion of the implant into its bone bed. Proper primary stability of an implant is important for the success of osseointegration and determination of prosthetic loading protocols. The quality, density and bone volume are some of the factors that influence to obtain this. There are several methods of evaluating stability, however resonance frequency (RFA) analysis is one of the most frequently cited methods in the literature for evaluating stability in a non-invasive manner and at any stage of treatment. This work aims to evaluate the primary stability of implants installed in the anterior edentulous mandible with Class VI atrophy (CAWOOD and HOWELL, 1985) and bone density 4 (LEKHOLM and ZARB, 1985) and in the anterior region of the edentulous maxilla (CAWOOD and HOWELL, 1985) and density 4. The insertion torque (TI) and the resonance frequency (RFA) analysis will be used as parameters of primary stability measurement. A correlation between the insertion torque and the ISQ values was observed from the analysis of the descriptive data of the present study.

Keywords: dental implant; primary stability; osseointegration; resonance frequency analysis; insertion torque and ISQ.

1. Introdução

Segundo Branemark, a osseointegração define-se como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo, ordenado, e a superfície de um implante submetido a carga funcional. Para Implantodontia Odontológica uma boa estabilidade primária favorece a osseointegração do implante (Salimov et al., 2013). A estabilidade primária pode ser definida como sendo a fixação primária obtida no momento de inserção do implante no leito ósseo.

Fatores biológicos e mecânicos, influenciados pela técnica cirúrgica, densidade e volume ósseos, correta seleção dos implantes estão associados à estabilidade primária e o sucesso da osseointegração (Chong et al., 2009). É importante diagnosticar o grau de atrofia da mandíbula e maxila mediante exame clínico adequado e tomografias para planejar adequadamente as reabilitações com implantes dentários. Para a instalação destes faz-se necessário conhecer o volume e densidade do osso remanescente (FRIBERG, et al. 1999., MEREDITH, et al. 1997). Assim, foram definidos vários sistemas e procedimentos de classificação para avaliar a qualidade óssea, a proposta por Cawood & Howell, Lekholm & Zarb foram utilizadas para classificar os defeitos ósseos da presente pesquisa.

A classificação de Cawood & Howell (1988) (fig. 1 e fig. 2) avalia o volume ósseo remanescente. Dessa forma os rebordos foram classificados em: Classe I, rebordos dentados; Classe II, rebordos imediatamente após a extração; Classe III, crista arredondada com altura e espessura adequadas; Classe IV, rebordo em ponta de faca, adequada em altura e inadequada em espessura; Classe V, rebordo plano, inadequado em espessura e altura; e Classe VI, rebordo rebaixado, com evidências de alguma perda do processo basal.

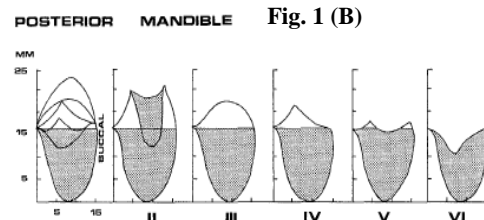
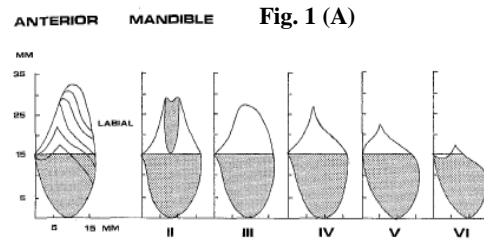


Figura 1. Desenhos ilustrativos da classificação de Cawood & Howell. Fonte: Cawood & Howell, 1988. A fig. 5 (A) Classificação da mandíbula anterior (anterior ao forame mental). (B) Classificação da mandíbula posterior (posterior ao forame mental).

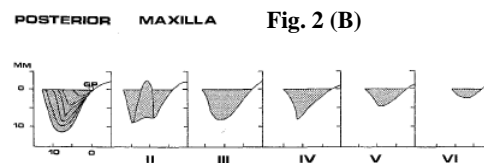
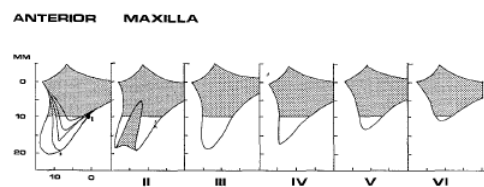


Figura 2. (A) Classificação da maxila anterior. (B) Classificação da maxila posterior.

Lekholm & Zarb (1985) classificaram a qualidade óssea, da seguinte forma (figura 3): 1: maior parte do maxilar apresenta osso denso e compacto; 2: camada de osso compacto rodeia uma parte central de osso trabecular denso; 3: fina camada de osso compacto é rodeada por uma porção central de osso trabeculado com resistência favorável; 4: fina camada de osso cortical rodeia uma porção central com um trabeculado de baixa densidade.

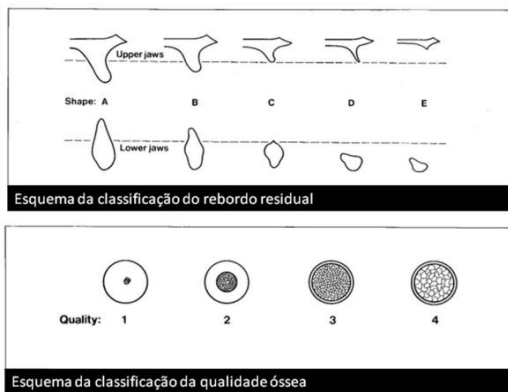


Figura 3: Desenhos esquemáticos da Classificação de Lekholm & Zarb. Fonte: Lekholm & Zarb, 1985.

Vários testes podem ser realizados para a avaliação da estabilidade primária dos implantes dentre eles o torque de inserção (TI), a percussão, torque reverso, radiografias, Periotest® e a análise de frequência de ressonância (AFR) (SENNERBY, MEREDITH, 2008).

Dentre os métodos citados anteriormente utilizados na prática clínica, o mais encontrado e preciso tem sido a análise de ressonância de frequência (ARF) (TOZUM et al., 2007., MEREDITH et al., 1997).

A análise de frequência de ressonância (RFA), é uma técnica para a avaliação não-invasiva da estabilidade do implante em qualquer fase do tratamento (MEREDITH et al., 1996). A técnica é utilizada para avaliar a estabilidade do implante em função da rigidez na interface óssea (SENNERBY et al., 2008).

O procedimento consiste na utilização de pequeno transdutor piezoelétrico (SmartPeg®) aderido ao implante. Após o transdutor ser energizado por um pulso magnético, este emite um sinal que é medido como uma função da frequência de ressonância (FR). A frequência resultante em Hertz é então convertida em um valor numérico que representa o quociente de estabilidade do implante (ISQ). Os valores estabelecidos por este quociente podem ser comparados independente do sistema de implantes. O equipamento utilizado nesta técnica é

o Osstell®. A escala de valores lineares do ISQ varia de 1 a 100, onde valores altos de ISQ presumem alta qualidade nas ancoragens do implante no osso (RODRIGO et al., 2010.; GARCIA et al., 2009.; RABEL et al., 2007). De acordo com Garcia, et al. (2009) quanto maior for a estabilidade primária, menos micro movimentos haverá entre o osso e o implante.

Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar a estabilidade primária de implantes para diferentes dimensões (diâmetro e comprimento) e mini pilar protético reto e angulado, utilizando a análise de frequência de ressonância instalados em região anterior de mandíbula e maxila edêntulas sintética in vitro.

2. Materiais e Métodos

Para realização desse estudo in vitro foi utilizado mandíbula sintética edêntula (Nacional Ossos, Jaú - SP) com grau de atrofia Classe VI (CAWOOD e HOWELL, 1985) e densidade 4 (LEKHOLM e ZARB, 1985) (fig. 4) e uma maxila edêntula sintética (Nacional Ossos, Jaú - SP) com grau de atrofia Classe III (CAWOOD e HOWELL, 1985) e densidade 4 (LEKHOLM e ZARB, 1985) (fig. 5). Esta foi desgastada com broca Max-cut 1507 EDENTA (LABORDENTAL®) no lado esquerdo, para fornecer conformação anatômica de osso tipo IV (fig 5). As dimensões absolutas dos modelos do estudo estão demonstradas na tabela abaixo (tabela 1).



Figura 4. Mandíbula edêntula sintética com grau

de atrofia Classe VI (Cawood e Howell, 1985) e densidade 4 (Lekholm e Zarb, 1985).



Figura 5. Maxila edêntula sintética com grau de atrofia Classe III (Cawood e Howell, 1985) e densidade 4. Lado esquerdo com conformação anatômica de osso tipo IV (Cawood e Howell, 1985).

Tabela 1: Dimensões absolutas dos modelos em estudo

		Altura
Maxila	UDs 11-21	11 mm
	UDs 13-23	13 mm
Mandíbula	UDs 32-42	13 mm
	UDs 34-44	11 mm

Foi utilizado o motor cirúrgico elétrico (Dentsclear®, Ribeirão Preto - SP), contra-ângulo 16:1 (NSK), kit cirúrgico (Neodent®, Curitiba, PR - Brasil) (fig. 6). Foram utilizados 4 implantes dentários (Alvim CM, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil) (fig. 7) nas dimensões 3,5 X 8 mm; 3,5 X 11 mm; implantes nas dimensões 4,3 X 8 mm e 4,3 X 11 mm, de acordo com o protocolo cirúrgico de instalação do fabricante. Nos implantes instalados foram colocados mini pilar protético 5,5 reto (Mini Pilar Cônico CM, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil; ref. 115160) (fig. 8) e mini pilar protético 3,5 angulado 30° (Mini Pilar Cônico Angulado CM Exact, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil; ref. 115211) (fig. 8).



Figura 6. Kit de fresas utilizadas (Neodent®, Curitiba, PR - Brasil).



Figura 7. Implantes dentários de 4,3 mm x 8mm; 4,3mm x 11 mm; 3,5 mm x 8mm; e 3,5 mm x 11mm (Alvim CM, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil), respectivamente.



Figura 8. Mini pilar protético 3,5 angulado 30° (Mini Pilar Cônico Angulado CM Exact, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil) e mini pilar protético 5,5 reto (Mini Pilar Cônico CM, Neodent®, Curitiba, PR - Brasil), respectivamente.

Para a avaliação da análise de frequência de ressonância foi utilizado o Osstell® (Osstell®, Gothenburg -

Sweden) (fig. 9), que produzia um índice de estabilidade do implante (quociente de estabilidade do implante – ISQ com variação de 0 a 100) um transdutor era rosqueado ao implante (Smartpeg® Type 16, Gothenburg - Sweden) (fig. 10) como parte do equipamento para a obtenção do ISQ.



Figura 9: Osstell® (Osstell®, Gothenburg - Sweden).



Figura 10: Transdutor (Smartpeg® Type 16, Gothenburg - Sweden).

Em uma bancada de trabalho plana com a mandíbula artificial apoiada, e na região de incisivos e pré-molares, foram preparados 4 sítios de implantação com dimensões finais de 3,5 mm de diâmetro X 8 mm de profundidade em região que corresponde as UDs 21-42; 3,5mm de diâmetro X 11 mm de profundidade em região que corresponde as UDs 23-44; 4,3 mm de diâmetro X 8 mm de profundidade na região referente as

UDS 11-32 e 4,3mm de diâmetro X 11 mm de profundidade na região referente as UDs 13-34. A mesma metodologia foi utilizada na maxila artificial, entretanto em região de incisivos e caninos.

As fresagens dos sítios obedeceram ao seguinte protocolo: o motor foi calibrado a 800 rpm com torque de fresagem de 30 N.cm, sem irrigação e com contra-ângulo 16:1, foram utilizadas as fresas: lança, 2mm; 3,5mm e 4,3 mm de acordo com o diâmetro de cada implante. O montador foi colocado sobre os implantes e o conjunto levado ao sítio de implantação. Todas as instalações foram iniciadas manualmente, até o limite de força do mesmo operador (fig. 11 e 12). Após essas etapas a instalação parcial e total foram realizadas com o torquímetro cirúrgico com alça referenciadora de torque, variando de 10 a 45 N.cm.

A avaliação do torque de inserção (N.cm) foi obtida mediante a observação dos valores da haste referenciadora do torquímetro do sistema Neodent® (fig. 13). Para a obtenção dos valores de ISQ, os montadores foram removidos, e foram rosqueados digitalmente os transdutores (SmartPeg™ Type 16, Osstell®, Gothenburg - Sweden) sobre os implantes (fig.14, 15, 16, 17). A extremidade da sonda do Osstell® era aproximada a extremidade do SmartPeg®, esse sensor é então levado a vibração movendo-o suavemente com pulsos magnéticos, até ser escutado um “bip” sonoro que indicava o valor de ISQ de acordo com o direcionamento da mensuração. Este procedimento foi realizado em todos os implantes, de diferente diâmetro e comprimento, instalados em mandíbula e maxila sintética. Foram realizadas duas medidas, uma no sentido vestibulo -

lingual (V-L) e outra no sentido méso - distal (M-D) de cada implante.



Figura 11: Mandíbula edêntula sintética após o preparo dos 4 sítios de implantação e com os implantes instalados em região de pré-molares e incisivos.

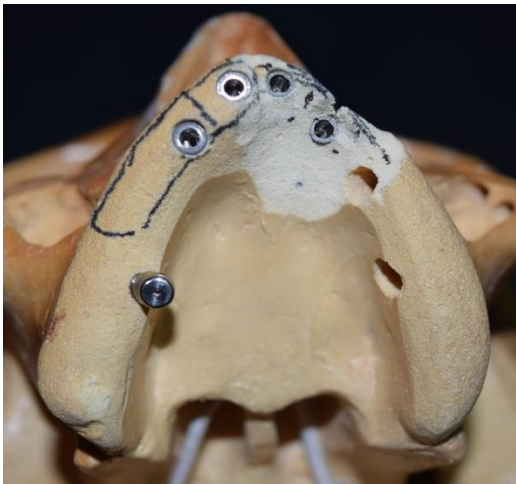


Figura 12: Maxila edêntula sintética após o preparo dos 4 sítios de implantação e com os implantes instalados em região de incisivos e caninos.



Figura 13: Torquímetro (Neodent®).

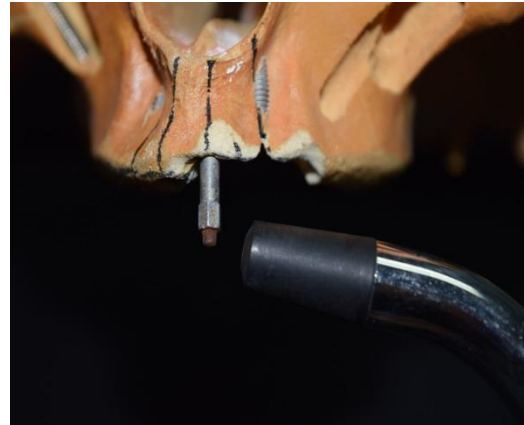


Figura 14: Avaliação da análise de frequência de ressonância dos implantes instalados em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.

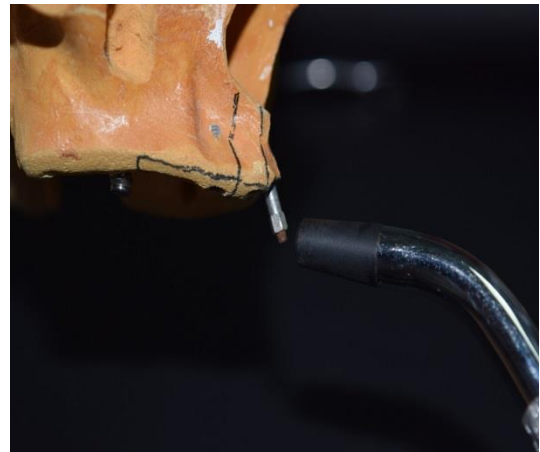


Figura 15: Avaliação da análise de frequência de ressonância dos implantes instalados em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-palatino para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 16: Avaliação da análise de frequência de ressonância dos implantes instalados em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell®

aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.

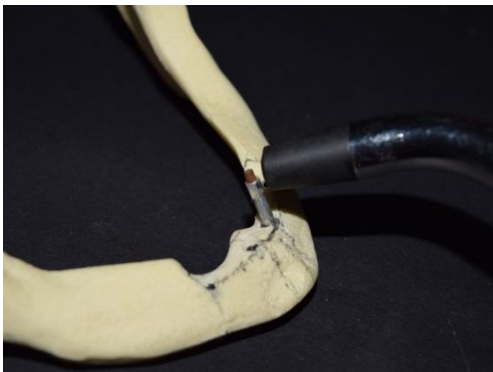


Figura 17: Avaliação da análise de frequência de ressonância dos implantes instalados em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-lingual para obtenção dos valores de ISQ.

Posteriormente, foi realizado a inserção do mini pilar protético reto de 5,5 mm e mini pilar protético 3,5 mm angulado 30° nos implantes da mandíbula e maxila a avaliação do torque de inserção (N.cm) foi obtida mediante a observação dos valores da haste referenciadora do torquímetro do sistema Neodent® e a análise de frequência e ressonância destes, em ISQ, foram obtidos quando a sonda do Osstell® era aproximada do sensor (SmartPeg®) nos sentidos vestibulo-lingual/palatino e méso-distal (fig. 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25).



Figura 18: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético reto 5,5

mm de comprimento instalado em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 19: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético reto 5,5 mm de comprimento instalado em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-palatino para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 20: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético 3,5 mm de comprimento agulado 30° instalado em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.

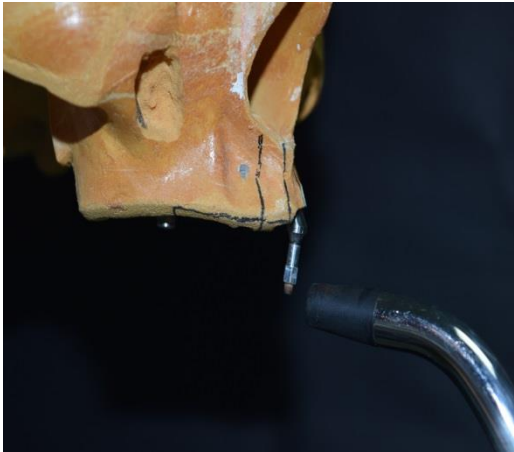


Figura 21: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético 3,5 mm de comprimento agulado 30° instalado em maxila edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-palatino para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 22: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético reto com 5,5 mm de comprimento instalado em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 23: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético reto com 5,5 mm de comprimento instalado em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.

de ressonância do mini-pilar protético reto com 5,5 mm de comprimento instalado em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-palatino para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 24: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético 3,5 mm de comprimento angulado 30° instalado em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido méso-distal para obtenção dos valores de ISQ.



Figura 25: Avaliação da análise de frequência de ressonância do mini-pilar protético 3,5 mm de comprimento angulado 30° instalado em mandíbula edêntula sintética. Sonda do Osstell® aproximada a extremidade do SmartPeg® no sentido vestibulo-palatino para obtenção dos valores de ISQ.

1. Discussão

A análise descritiva dos dados foram demonstrados por tabelas e gráficos, através dos quais analisou-se os valores de TI, ISQ, densidade óssea e

características dos implantes (comprimento e diâmetro).

Na maxila, os valores dos TI foram menores para implantes de 3,5mm em relação aos de 4,3mm. Pode-se perceber que com o aumento do comprimento do implante o Torque e inserção medido em N.cm e os valores de ISQ aumentaram, esse último tanto no sentido V-P e M-D.

Na tabela 1 observa-se aumento considerável à medida que os valores de ISQ se elevam proporcionalmente tanto no sentido V-P quanto no sentido M-D bem como o TI. Em relação a tabela 2, o comprimento do implante e o ISQ também aumentaram proporcionalmente, porém o TI manteve-se constante. Portanto, relacionando as duas tabelas, ambas aumentaram comprimento e torque de inserção. Contudo, o ISQ manteve valores mais altos com diâmetro menor (D=3,5m).

A análise dos valores de ISQ para a maxila demonstrou que o diâmetro dos implantes não influenciou nos valores de ISQ. Entretanto, para os implantes de 3,5mm instalados em maxila IV, os valores de ISQ foram menores no sentido V-P (51 – 55) em relação aos valores M-D (56- 70) isso resultou do menor contato dos implantes com osso. Todavia há semelhança em relação ao implante com diâmetro de 4,3mm onde a variação do ISQ foi gradual.

Tabela 1: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino em implantes com diâmetro de 3,5mm instalados na maxila.

D = 3,5mm			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	ISQ	
		V-P	M-D
8	17,5	51	56
11	20	55	70

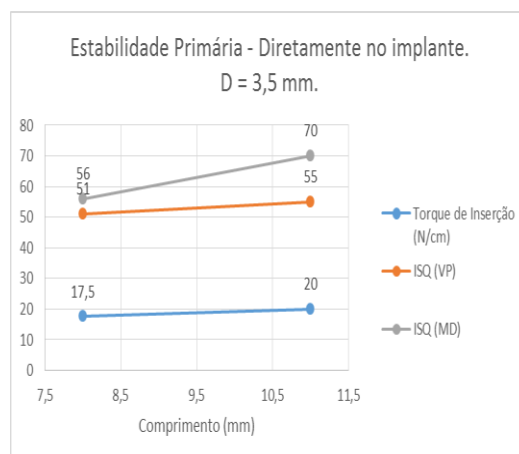


Gráfico 1: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no implante em maxila através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-palatino e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 3,5 mm.

Tabela 2: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino em implantes com diâmetro de 4,3 mm instalados na maxila.

D = 4,3mm			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	ISQ	
		V-P	M-D
8	40	41	57
11	40	43	58

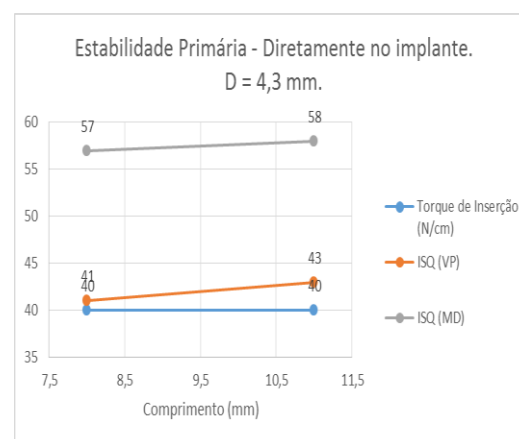


Gráfico 2: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no implante em maxila através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-palatino e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 4,3 mm.

Ainda na maxila, avaliou-se os ISQs sobre mini-pilares reto (altura de

5mm) e angulado (altura de 3,5mm) instalados com torque de inserção iguais (10N.cm). Comparando-se a aferição do ISQ no mini-pilar protético e no

implante, percebemos que os valores foram menores nos M-P. Isto se deve, segundo Sennerby, Meredith (2008) ao aumento da distância da extremidade do transdutor do Smartpeg ao osso, em razão do maior comprimento da haste (mini-pilar e SmartPeg®) e a conexão desses entre si.

Para os implantes de 4,3 mm de diâmetro não ocorreu variação significativa no valores de ISQ nos M-P retos (25,43), entretanto nos M-P angulados os valores aumentaram apenas nos implantes de 11mm de comprimento (51/52), sendo a variação maior observada na aferição V-P para o implante de 4.3/11 (ISQ =51).

Tabela 3: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino em mini-pilares com diâmetro de 3,5mm instalados na maxila.

D = 3,5 mm		ISQ			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	M-P = 3,5 mm RETO		M-P = 3,5 mm ANGULADO 30°	
		V-P	M-D	V-P	M-D
8	10	25	37	41	43
11	10	37	43	41	43

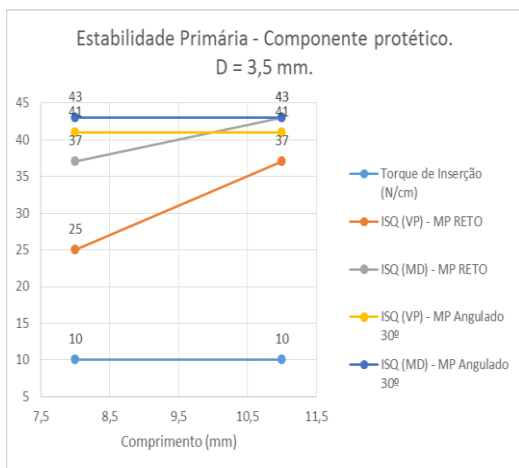


Gráfico 3: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no componente protético através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-palatino e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 3,5 mm.

Tabela 4: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino em mini pilares com diâmetro de 4,3 mm instalados na maxila.

Diâmetro de Implante = 4,3mm			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	ISQ	
		V-P	M-D
8	40	35	52,58
11	40	48	52,58

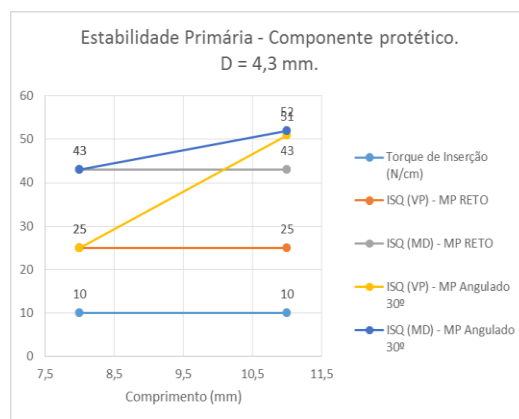


Gráfico 4: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no componente protético em maxila através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-palatino e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 4,3 mm.

Na avaliação do ISQ na mandíbula de densidade 4 e grau de atrofia VI, com diâmetro dos implantes de 3,5 mm, observa-se a medida que o comprimento aumenta o torque de inserção também fica maior. No entanto, o ISQ não sofreu variação independente do sentido aferido.

Tabela 5: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual em implantes com diâmetro de 3,5mm instalados na mandíbula.

Diâmetro de Implante = 3,5mm			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	ISQ	
		V-L	M-D
8	17,5	53	53
11	20	51	51

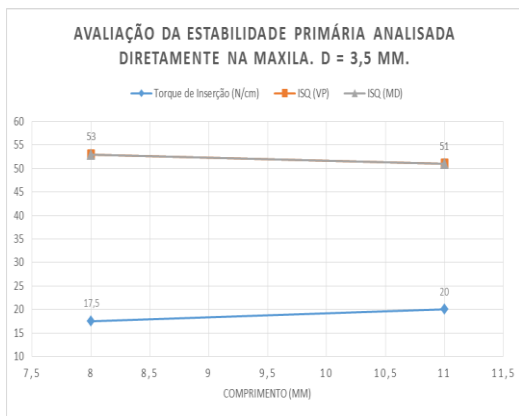


Gráfico 5: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no implante em mandíbula através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-lingual e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 3,5 mm.

Outrossim, na mandíbula foi utilizado um implante com diâmetro maior (4,3mm) e observou-se que o comprimento e o ISQ aumentaram proporcionalmente no sentido V-L contudo, no sentido M-D se manteve constante.

Tabela 6 : Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino em implantes com diâmetro de 4,3 mm instalados na maxila.

Diâmetro de Implante = 4,3mm			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	ISQ	
		V-P	M-D
8	40	35	52,58
11	40	48	52,58

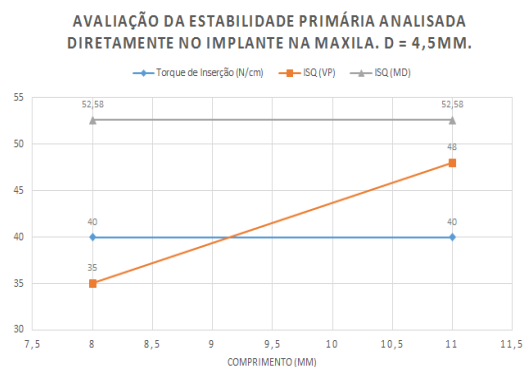


Gráfico 6: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no implante em mandíbula através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-palatino e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 4,3 mm.

A estabilidade primária também foi medida em mandíbula no componente protético (D=3,5mm) onde podemos observar que no mini-pilar reto e no angulado à medida que o comprimento aumentou, o ISQ diminuiu tanto no sentido V-P quanto no M-D. Entretanto, os valores de ISQ no geral foram maiores no mini-pilar reto em relação ao angulado. Já em relação a torque de inserção não houve variação.

Tabela 7: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual em mini-pilares com diâmetro de 3,5mm instalados na mandíbula.

D = 3,5 mm		ISQ			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	M-P = 3,5 mm RETO		M-P = 3,5 mm ANGULADO 30°	
		V-L	M-D	V-L	M-D
8	10	35	51	39	57
11	10	30	48	25	55

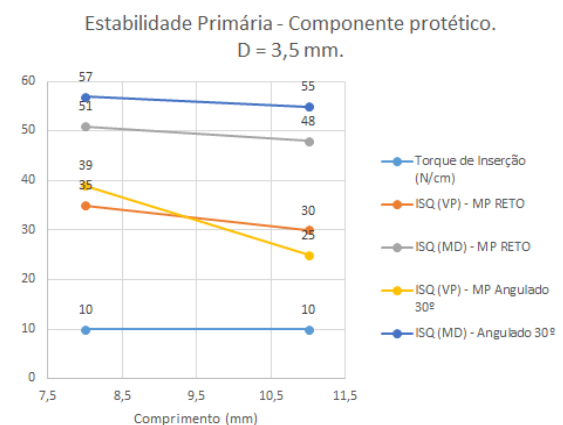


Gráfico 7: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária no componente protético em mandíbula através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-lingual e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 3,5 mm.

Foi avaliado o ISQ no mini pilar protético reto e angulado com implante de diâmetro 4,3 mm em mandíbula. Percebemos que houve diminuição nos valores de ISQ no mini pilar protético angulado, em ambos sentidos, vestibulo-lingual e méso-distal com o aumento do comprimento do implante. O valor de ISQ no mini pilar protético reto diminuiu apenas no sentido méso-distal quando o comprimento do implante aumentou, todavia no sentido vestibulo-palatino o valor de ISQ foi constante com o aumento do comprimento. Com relação ao torque de inserção, não houve alteração nos valores.

Tabela 8: Valores de ISQ obtidos nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual em mini-pilares com diâmetro de 4,3 mm instalados na mandíbula.

D = 4,3 mm		ISQ			
Comprimento (mm)	Torque de Inserção (N/cm)	M-P = 3,5 mm RETO		M-P = 3,5 mm ANGULA -DO 30°	
		V-L	M-D	V-L	M-D
8	10	30	58	37	59
11	10	30	51	30	52

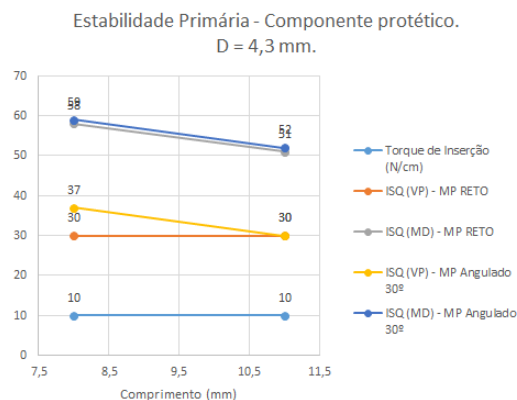


Gráfico 8: Correlação entre a avaliação da estabilidade primária em mandíbula no componente protético em mandíbula através dos valores de ISQ (no sentido vestibulo-lingual e méso-distal) e o torque de inserção (N.cm) com comprimento do implante (mm) de diâmetro 4,3mm.

De acordo com a análise descritiva dos dados, observa-se que há

uma correlação direta entre comprimento do implante, torque de inserção e ISQ quando este é medido diretamente no implante. No entanto, quando observa-se a medida no mini-pilar, esse fator não fica tão evidente. O resultado obtido nesta análise está em consonância com o que Morris, et al. (2004). O autor citou em seu artigo que implantes de menor comprimento apresentam uma maior probabilidade de não se obter estabilidade primária. Fatores como o comprimento do implante tem uma importante influência na sua estabilização primária.

Em relação ao diâmetro, não foi observado alterações consideráveis entre este e o ISQ. Entretanto, observou-se alteração do TI quando aumenta o diâmetro do implante. Podemos correlacionar este achado quando Morris, et al. (2004) afirmam que o diâmetro do implante não influencia a obtenção de estabilidade primária. Em contra partida, Ohta, et al. (2009) verificaram que o diâmetro do implante produziu maiores valores de ISQ, devido à maior área de contato do implante com o osso.

Foi observado que no sentido vestibulo-palatino por ter um menor volume ósseo, o valor do ISQ diminuiu quando comparado ao sentido méso-distal, esse por sua vez, apresentava maior volume ósseo e maior ISQ. Podemos comparar esta análise obtida com as considerações de Ohta, et al. (2009), que obtiveram valores semelhantes de ISQ nos sentidos V-P e M-D em razão de que os implantes estavam completamente assentados a nível ósseo. Por outro lado Rozé, et al. (2009) avaliaram a correlação entre a micro-estrutura óssea e a estabilidade primária, mensurada através da RFA cujos resultados não demonstraram correlação de ISQ com o osso trabecular. Entretanto, foi observada correlação com o osso cortical.

Os valores médios dos ISQs para implantes instalados na maxila foram 58 e 48, para implantes de 3,5 e 4,3, respectivamente. Para os mini-pilares angulados os valores médios gerais foram de 44 e 30, para os mesmos

implantes analisados. Já para os pilares retos os valores se mantiveram estáveis. Já na mandíbula o valor aferido diretamente no implante com diâmetro 3,5 mm teve ISQ = 52 e o diâmetro de 4,3 mm obteve ISQ 46. Portanto, os valores observados foram de baixa estabilidade devido ao grau de atrofia ser elevado e a densidade óssea reduzida em maxila e mandíbula. Segundo Sennerby & Meredith (2008) e Garcia, et al. (2009), valores de ISQ reduzidos podem indicar perda óssea ao redor do implante ou mesmo falha do tratamento. Estudos têm demonstrado maior falha para implantes colocados no osso de baixa qualidade e quantidade óssea (Herman et al., 2005). Reafirmando as considerações dos autores citados Esposito, et al. (1998) diz que a qualidade óssea é um fator para prever a estabilidade do implante, o que favorece a sua osseointegração.

SENNERBY et al., 2008, RODRIGO et al., 2010 encontraram valores de ISQ baixos (49 a 58) caracterizando implantes com baixa estabilidade. Fato também observado no estudo em questão. Todavia, percebemos que os valores de ISQ medidos nos pilares protéticos reto e angulado foram ainda mais baixos.

Nesse aspecto, Meredith, et al. (1997) sugere a realização de mais estudos sobre ISQ aferido sobre componentes protéticos, uma vez que seus resultados foram conflitantes. Há semelhança com os dados requeridos nesse estudo.

Vale salientar que a estabilidade primária está relacionada à quantidade de osso compacto diretamente ligado à superfície do implante, notadamente um dos requisitos essenciais e imprescindíveis à otimização da osseointegração na implantodontia (DARIO, et al., 2002). Todavia há que se considerar que apenas a estabilidade inicial não assegurará o processo da osseointegração (ABBOU, et al., 2013), porque inúmeros fatores incidem e precisam estar interligados para que se dê a eficácia da estabilidade inicial (SENNERBY & MEREDITH, 2008).

Para a obtenção do que se propõe a implantodontia se faz necessário a otimização de pontos e elementos distintos que propiciem e favoreçam o processo e não apenas um, entre todos que resultem no sucesso ou não do implante. Diante do exposto, concluiu-se que a adequação do torque de inserção de um implante não é elemento garantidor da osseointegração, bem como, a inexistência da estabilidade inicial não resulta no implante aqui apresentado fadado ao insucesso (MORRIS, et al., 2004., MARTINEZ, et al., 2001). Porém, registramos que o índice de sucesso em implantes, com uma adequada estabilidade inicial, é consideravelmente maior do que implantes sem estabilidade inicial. Vale ressaltar que a estabilidade inicial, aqui referida, é essencialmente um fator de influência no processo de osseointegração (NKENKE, et al., 2003.; DARIO, et al., 2002.; CONSTATINO, et al., 2004.; BEER, et al., 2013.; MEDIR, et al., 2004). Diante do exposto, a aferição do torque de inserção tem o seu valor considerável quando se trata da previsibilidade do sucesso da osseointegração. Todavia esse parâmetro nunca deverá ser considerado de forma única, determinada e isolada na efetivação da osseointegração, visto que o prognóstico na implantodontia deverá considerar o maior número de informações possíveis, o que permitirá uma análise prévia, segura e portanto eficaz quanto a osseointegração dos implantes o que certamente garantirá a eficácia do processo (SENNERBY & MEREDITH, 2008).

3. Considerações Finais

De acordo com a análise dos resultados obtidos no estudo em questão, conclui-se que:

- Há uma correlação positiva entre o aumento do

- comprimento do implante e o valor de ISQ;
- A atrofia dos maxilares sintéticos e a baixa densidade influenciaram na estabilidade primária, ISQs baixos;
 - Os valores mais baixos de ISQ foram observados na maxila, mensurados no sentido V-P, devido ao menor volume ósseo disponível para contactar primariamente os implantes;
 - Os valores de ISQ foram menores quando aferidos sobre os componentes protéticos, em relação aos implantes. Portanto, na prática clínica deve-se priorizar às aferições feitas diretamente no implante;
 - O diâmetro do implante não influenciou de forma efetiva nos valores de ISQ, analisados.

Referências

1. ABOU, M. Primary stability and osseointegration: preliminary clinical results with a tapered diminishing-thread implant. **Pract Proced Aesthet Dent** 2003; 15(2): 161-8.
2. BRANEMARK, R., RYDEVIK, B., MYERS R., R. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.38, n.2, p.175-181, March/April 2001.
3. BEER, A., GAHLEITNER, A., HOLM, A., TSCHABITSCHER, M., HOMOLKA, P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. **Clin Oral Implants Res** 2003; 14(5): 616-20.
4. CAWOOD, J.I., HOWELL, R. A. A classification of the edentulous jaws. **Int. J. OralMaxillofac. Surg.** 1988; 17:232-236.
5. CHONG, L., KHOCHT, A., SUZUKI J.B., GAUGHAN J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. **J Oral Implant.** 2009, Jun;35(3):130-5.
6. CONSTATINO, A., Osseocompressão. Otimizando a estabilidade primária para a ativação imediata de implantes. **Implant. News** 2004; 1(3): 219-226.
7. DARIO, L.J., CUCCHIARO, P.J., DELUZIO, A.J. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. **J Am Dental Assoc** 2002; 133(4):483-90.
8. ESPOSITO, M., HIRSCH, J.M., LEKHOLM, U., THOMSEN, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. I. Success criteria and epidemiology. **Eur. J. Oral Sci** 1998; 106: 721-764.
9. FRIBERG, B., SENNERBY, L., MEREDITH, N., LEKHOLM, U.(1999).A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: a 20-month clinical study. **International Journal of Maxillofacial Surgery**, 28, pp.297-303.
10. GARCIA QUESADA, M.P., SANCHEZ, E.P., GAYA, M.V.O., SOTO, E.M., RODRIGUEZ, M.P.G., CAPILLA, M.V. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the

literature. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, v. 14, n. 10, p. 538-46. Oct. 2009.

11. HERMANN, I., LEKHOLM, U., HOLM, S., KULTJE, C. (2005) Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants** 20: 220–230.
12. LEKHOLM, U., ZARB, G.A. Patient selection and preparation. In: Branemark P.I., Zarb GA, Albrektsson T. (ed.) Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, **Quintessence** 1985:199-209.
13. MARTINEZ, H., DAVARPANA, M., MISSIKA, P., CELLETI, R., LAZZARA, R. Optimal implant stabilization in low density bone. **Clin Oral Implants Res** 2001; 12(5): 423-32.
14. MEREDITH, N., ALLEYNE, D., CAWLEY, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. **Clin. Oral Impl. Res.** 1996;7:261–267.
15. MEREDITH, N., BOOK, K., FRIBERG, B., JEMT, T., SENNERBY, L. 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.**, v.8, n.3, p. 226-33(a), Jun.1997.
16. MORRIS, H.F.M. OCHI, S., ORENSTEIN, I.H., PETRAZZUOLO, V. AICRG, Part V: Factors influencing implant stability at placement and their influence on survival of Ankylos implants. **J. Oral Implantol.** 2004; 30(3):162-70.
17. NEDIR, R., BISCHOF, M., SZMUKLER MONCLER, S., BERNARD, J.P., Samson, J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. **Clin Oral Implants Res** 2004; 15(5):520-8.
18. NKENKE, E., HAHN, M., WEINZIERL K., RADESPIEJ TROGER, M., NEUKAM, F.W., Engelke, K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in humans cadavers using stepped cylinder implants. **Clin Oral Implants Res** 2003; 14(5): 601-9.
19. OHTA, K., TAKECHI, M., MINAMI, M., SHIGEISHI, H., HIRAOKA, M., NISHIMURA, M., KAMATA, N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. **Journal of Oral Rehabilitation.** 2009;37:131-137.
20. RABEL, A., KOHLER, S.G., SCHMIDT WESTHAUSEN, A.M. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. **Clin. Oral Invest.**, v.11, p.257-65.2007
21. RODRIGO, D.; ARACIL, L.; MARTIN, C.; SANZ, M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series

- study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.21, n. 3, p. 255-261. Mar. 2010.
22. ROZÉ, J., BABU, S., SAFFARZADEH, A., GAYET-DELACROIX, M., HOORNAERT, A., LAYROLLE, P. Correlating implant stability to bone structure. **Clin. Oral Impl. Res.**. 2009, Oct.;201140-5.
 23. SALIMOV, F., TATLI, U., KURKÇU, M., AKOGLAN, M., OZTUNÇ, H., KURTOGLU, C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. **Clin. Oral Impl. Res.** 00, p. 1-6, 2013.
 24. SENNERBY, L., MEREDITH, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. **J.Periodontol.** 2000. 2008; 47; 51-66.
 25. TOZUM,T.F., TURKYILMAZ, I., YAMALIK, N., KARABULUT, E., ERATALAY, K. Analysis of the potential association of implant stability, laboratory, and image-based measures used to assess osteotomy sites: early versus delayed loading. **J. Periodontol.** 2007;78:1675–82.