

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Stella Cavalcanti de Albuquerque

Análise da influência do tipo de junção e do posicionamento cirúrgico de implantes na aferição da estabilidade e no índice de sucesso.

CURITIBA

2012

Stella Cavalcanti de Albuquerque

Análise da influência do tipo de junção e do posicionamento cirúrgico de implantes
na aferição da estabilidade e no índice de sucesso.

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para a obtenção do título de
Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

CURITIBA

2012

A345a Albuquerque, Stella Cavalcanti de
Análise da influência do tipo de junção e do posicionamento cirúrgico de implantes na aferição das estabilidades e no índice de sucesso. Curitiba, 2012

164f. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2012

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Bibliografia

1. Próteses e Implantes. 2. Estética Dentária. 3. Sorriso. I. Título.

Stella Cavalcanti de Albuquerque

Análise da influência do tipo de junção e do posicionamento cirúrgico de implantes na aferição das estabilidades e no índice de sucesso.

Presidente da banca (Orientadora): Prof. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Edilson José Ferreira

Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

Aprovada em: 26/03/2012

Dedicatória

Aos meus pais, Léo e Márcia

Ao meu irmão André e ao meu noivo Rafael

Por tudo, dos mais simples conselhos aos mais belos ensinamentos. Pelos momentos de crescimento que juntos compartilhamos.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus! Pela inspiração que Ele renova todos os dias em minha vida, pelo dom que de graça recebi, por permitir a realização de mais esse sonho. Obrigada por iluminar meu caminho com pessoas especiais que merecem essa conquista!

Pessoas que devo agradecer são muitas, mas especialmente queria agradecer aos meus pais: Márcia e Léo. Pelos braços abertos e mãos estendidas, pelo sorriso confortante e palavras que acalmavam o coração nas horas que tudo parecia difícil. Pelo exemplo de determinação, e principalmente por me mostrarem o valor de ter uma família. Muito obrigada!

Agradeço ao meu irmão, pelo exemplo de humildade e caráter. Por ser presente mesmo na distância, pelas palavras dirigidas e pelas orações.

Ao meu noivo Rafael, pelo amor que tem demonstrado, pelo exemplo de garra. Pela compreensão nos momentos de minha ausência, e por acreditar em mim.

À minha cunhada Andréia, pelo carinho demonstrado e pelas palavras de apoio.

Aos meus tios Guilherme, Yumie e minha prima Bárbara. Sem vocês a realização desse sonho não seria possível. Por todos os momentos aconchegantes que passei com vocês em vossa casa, pelos jantares deliciosos, pelo carinho dispensado.

À minha orientadora Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori, agradeço por todos os ensinamentos e pela compreensão em inúmeros momentos. Por ensinar-me que os limites, são bons, quando existe a luta para superá-los. Sua generosidade e inteligência ficará sempre guardada em minhas recordações.

Ao Dr. Marcos Rikio Kuabara, que incentivou-me a iniciar o mestrado. Que muito colaborou com minha formação profissional e pessoal, mostrando-me o mundo mágico da cirurgia, e o valor de cada procedimento.

À Profa. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, pelas “doses” de calma, pelas palavras de conforto dispensadas.

Agradeço a Profa. Dra. Marcela Claudino pela paciência e dedicação nos momentos mais tensos da dissertação.

Ao Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, pelo exemplo de profissional determinado e seguro. Pelos momentos clínicos e ensinamentos para a vida.

Ao IMPPAR Odontologia em nome do Dr. Edilson José Ferreira, Dr. Marcos Rikio Kuabara e Dr. Renato Gomes de Andrade pela possibilidade da realização desse trabalho.

Da recepção, laboratório de prótese, até os auxiliares, pela colaboração para a execução da cirurgia, sem a colaboração deles, o caminho seria mais difícil.

Aos funcionários do ILAPEO, pelo auxílio prestado durante o mestrado. À equipe de radiologia, biblioteca em nome da Luciana Cardoso da Cunha, secretária acadêmica Fabrina de Castro, recepção, auxiliares, laboratórios, estoque e para as monitoras Josiane e em especial a Francine que além de monitora, virou uma grande amiga.

Ao grupo de professores Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Dra. Flávia Fontão, Dra. Ivete Sartori, Dr. Luís Eduardo Marques Padovan, Dra. Ricarda Duarte, Dr. Roberto Shimizu, Dr. Sérgio Bernardes, Dra. Rogéria A. Vieira. À professora Dra. Ana Paula Bassi, que nos acompanhou por um período de nossa formação, contribuindo largamente com nossa formação.

À Elisa de Mattias Sartori, pela colaboração e apoio no momento das cirurgias, sua participação foi fundamental!

Agradeço também aos meus amigos e colegas de turma Amilkar Rocha, Carolina Martin, Décio Canestraro, Fábio Klasmann, Francisco Alérico Gabriel Cury Mendes, Gustavo Diez, Halina Berejuk, Ralph Torres, Ricardo Toscano, Rodrigo Corral, Sueli Sumiyassu, pelos momentos de crescimento e aprendizado que compartilhamos.

Ao programa de auxílio à pesquisa da Neodent, pelo apoio e financiamento de materiais colaborando com a concretização do trabalho e realização de sonhos.

Ao Dr. Geninho Thomé, pela sua sabedoria e espírito visionário, tornando palpável a realização de muitos projetos através do ILAPEO e Neodent. Devolvendo sorrisos a muitas pessoas.

Agradeço em especial à Carolina Martin e Sueli Sumiyassu, pelo carinho e a amizade que nutrimos mutuamente e que tornaram cada dia de trabalho, um dia de agradável convívio. Obrigada pelos momentos descontraídos e por todas as palavras de conforto e de incentivo que me ajudaram nos momentos em que mais precisei!

Meus sinceros agradecimentos!

Stella Albuquerque

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	13
2. Revisão de literatura	
2.1-Carga imediata.....	16
2.2 - Uso de implantes inclinados.....	23
2.3 – Uso do aparelho por análise de frequência de ressonância.....	28
2.4 - Comparação entre formas de mensuração.....	42
3. Proposição.....	58
4. Material e método.....	59
5. Artigos científicos	
5.1 Artigo científico 1.....	75
5.2 Artigo científico 2.....	92
6. Referências.....	108
7. Apêndice.....	117
8. Anexo.....	163

Lista de Figuras

Figura 1- Moldes anatômicos. A-Arco Inferior. B- Arco superior	60
Figura 2- Maxila. A- Moldeira individual com selamento periférico. B- Molde obtido	60
Figura 3- Plano de orientação após ajuste clínico. A- Triângulos de paredes expulsivas realizados. B- Arco facial posicionado para transferência em ASA	62
Figura 4- Aspectos da prova funcional clínica. A- Extra oral. B- Intra oral.....	63
Figura 5- Prótese superior acrilizada e guia multifuncional obtido pela duplicação montagem dos dentes.....	63
Figura 6- Paralelizadores em posição permitindo a confirmação das posições de perfurações.....	65
Figura 7- Vista vestibular ao término da instalação dos 4 implantes. No lado direito do paciente, foram instalados CM e no lado esquerdo HE.....	66
Figura 8- <i>Smartpeg</i> em posição e aparelho <i>Osstell</i> [®] posicionado para leitura.....	67
Figura 9- Leitura com <i>Osstell</i> [®] sendo executada a nível dos mini pilares.....	68
Figura 10- Aspecto oclusal pós sutura.....	68
Figura 11- Radiografia final.....	69
Figura 12- Guia multifuncional posicionado com os três pontos de registro oclusal já confeccionados.....	70
Figura 13- Guia multifuncional unido aos transferentes com o material de moldagem já injetado.....	70
Figura 14- Guia multifuncional com os análogos e mini pilares.....	71
Figura 15-Aspecto das próteses instaladas. A- Vista frontal. B- Aspecto oclusal.....	73

Lista de Abreviaturas

AFR	Análise de frequência de ressonância
TR	Torque de remoção
TI	Torque de inserção
N.cm	Newton cm
HZ	Hertz
CM	Cone Morse
HE	Hexágono externo
CoCr	Cobalto Cromo
T0	Tempo de avaliação imediatamente após a instalação dos implantes
T4	Tempo de avaliação 4 meses após a instalação dos implantes
<i>p</i>	Variável de resultado de testes de hipóteses
MKII	Modelo de implante do sistema Brånemark
MKIII	Modelo de implante do sistema Brånemark
MKIV	Modelo de implante do sistema Brånemark
Dp	Desvio padrão
GT	Modelo de implante do sistema Neodent
mm	Milímetros
3D	Tridimensional
CT	Tomografia Computadorizada
DVO	Dimensão Vertical de Oclusão
ASA	Articulador Semi Ajustável

Lista de Termos Estrangeiros

Gap	Fenda
Platform switching	Plataforma protética reduzida
Overdenture	Sobre –dentadura
<i>In vivo</i>	(Latim: dentro do vivo) significa que “ocorre ou tem lugar dentro de um organismo”.
<i>In vitro</i>	“ocorre fora de um organismo vivo”
Countersink	Broca que forma uma cavidade ou depressão.
Implant Stability Quotient (ISQ)	Quociente de estabilidade do implante
Cantilever	Travessa ou viga em que uma das extremidades é engastada em uma parede ou pilar, enquanto a outra se projeta horizontalmente no espaço.
Smartpeg	Transdutor utilizado para a análise de frequência de ressonância
Wide-body	Plataforma larga, corpo largo
EIL	Comprimento Efetivo do Implante
All on four	Tudo apoiado sobre quatro “implantes”
Loop	Laço, volta

Resumo

Com o objetivo de verificar se as diferentes junções (hexagonal externa e cônica interna) instaladas em diferentes posições (retas ou inclinadas) influenciam na correlação entre torque de inserção (N.cm) e análise de frequência de ressonância (ISQ), e também no índice de sucesso dos implantes e na estabilidade dos mesmos este estudo foi idealizado. Foram instalados quatro implantes (dois HE e dois cone Morse entre forames mentuais de 12 pacientes, totalizando 48 implantes. O torque de inserção variou de 45 a 80 N.cm (média $70,0 \pm 11,8$ para CM) e de 60 a 80 N.cm (média $74,0 \pm 7,9$ para HE) e os valores de ISQ de 50 a 71,8 (média $64,5 \pm 7,3$ para CM) e 64,5 a 83 ISQ (média $70,9 \pm 5,2$ para HE). No grupo CM não foi encontrada correlação entre as duas formas de medida (Coeficiente de Pearson= 0,409 e $p= 0,187$) enquanto que no grupo HE foi encontrada correlação (Coeficiente de Pearson= 0,528 e $p=0,078$). Em relação à técnica cirúrgica (Grupo de implantes retos ou inclinados), foi encontrada correlação significativa ($p=0,014$) apenas no grupo de implantes inclinados. Quanto ao índice de sucesso, no acompanhamento de 4 meses, uma paciente não compareceu e um paciente apresentou perda de 2 dos 48 implantes. O índice geral de sucesso dos implantes acompanhados foi de 87,5%. Quando separados os grupos o índice de sucesso dos implantes CM foi de 91,7% e dos HE foi de 83,3%. A análise dos dados permitiu concluir que o tipo de junção dos implantes e a posição cirúrgica de instalação podem interferir na correlação entre torque de inserção e análise de frequência de ressonância e nos valores de ISQ. Estabilidades primárias mais altas parecem levar a estabilidades secundárias mais baixas quando comparadas às primárias e parecem poder comprometer o índice de sucesso dos implantes.

Palavras-chave: Próteses e Implantes, Estética dentária, Sorriso.

Abstract

In order to verify whether the different junction (external hexagon and internal conical) placed in different positions (straight or tilted) can influence the correlation between insertion torque (N.cm) and resonance frequency analysis (ISQ), and also the success rate of implants and their stability, this study was idealized. Four implants were placed (two EH and two cone Morse type) between mental foramens in 12 patients, a total of 48 implants. The insertion torque varied from 45 to 80 N.cm (average $70,0 \pm 11,8$ for CM) and 60 to 80 N.cm (average $74,0 \pm 7,9$ for EH) and the ISQ values from 50 to 71.8 (average $64,5 \pm 7,3$ for CM) and from 64.5 to 83 ISQ (average $70,9 \pm 5,2$ for EH). In CM group there was found no correlation between the two types of measurement (Pearson coefficient = 0.409 and $p = 0.187$) while in EH group correlation was found (Pearson coefficient = 0.528 and $p = 0.078$). Regarding the surgical technique (group of straight or tilted implants), significant correlation ($p = 0.014$) was found in tilted implants group. Regarding the success rate at T0, no implants were lost, while in T4, just one patient did not attend and one patient had two of 48 implants were lost. However, the overall success rate was 87.5% in the general context. Separating groups, success rate of CM implants was 91.7% and EH implants was 83.3%. Data analysis showed that the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis depends on implants design, surgical techniques, as well as the reading position, and different cervical implants designs and the surgical insertion position can change ISQ values. Higher values of primary stability seem to lead to lower values of secondary stability when compared to primary stability and seem to affect the success rate of implants.

Keywords: Protheses and Implants, Cosmetic dentistry, Smile

1. Introdução

Reabilitar indivíduos de forma satisfatória tem sido uma busca constante. O aspecto estético (MONDELLI, 2003) assim como funcional (AWAD, 2000; BUDTZ-JøRGENSEN et al., 2000; MIRANDA, 2006) é sempre considerado.

Levantamentos realizados envolvendo pacientes desdentados mostraram que 66% dos pacientes não estavam satisfeitos com as próteses inferiores (AGERBERG & CARLSSON, 1981), enquanto outros consideram que, com o uso prolongado, a insatisfação pode aumentar uma vez que o tecido ósseo de suporte vai sofrendo uma reabsorção contínua após a perda dos elementos dentários (TALGREN, 1972).

O advento dos implantes osseointegrados melhorou de forma expressiva as possibilidades terapêuticas dos pacientes que apresentavam prótese total (ADELL, 1981; BRÅNEMARK, 1983; ORTOP, 2009). Os conceitos colocados inicialmente (BRÅNEMARK et al., 1969) em relação ao tempo de espera para que ocorresse a osseointegração foram modificados com base em estudos (LEDERMANN, 1979; SCHINITMAN, 1990), sugerindo a possibilidade de carga imediata. Esta consiste na localização do implante, pós-exodôntico ou não, e a instalação da prótese (de vinte e quatro a setenta e duas horas após) sem a necessidade de duas etapas cirúrgicas. Os fatores necessários para o sucesso da carga imediata, como estabilidade primária e secundária foram então descritos (TARNOW, 1997; BALSCHI, 2002).

A estabilidade primária foi definida como o embricamento mecânico do implante na cortical óssea, no momento da instalação (SENNERBY & ROSS, 1998). Pode ser influenciada pela quantidade e qualidade óssea; pelo

procedimento cirúrgico e pelo diâmetro, forma e altura do implante (ALBREKTSSON, 1986; MEREDITH, 1998).

A estabilidade secundária é o fenômeno que ocorre após a remodelação e regeneração óssea (SENNERBY & ROSS 1998). Esta é dependente do processo de osseointegração e define o sucesso do implante ao longo do tempo. Estudos comparando as duas estabilidades vêm sendo conduzidos (SMET et al. 2007; LIDDELOW & HENRY, 2007; MELLO et al., 2009; SIM & LANG, 2010).

Considerando a importância da estabilidade primária dos implantes como parâmetro para a utilização da técnica e da estabilidade secundária para permitir monitoramentos, métodos não invasivos foram desenvolvidos e discutidos para permitir as mensurações tais como: Teste de percussão (MISCH, 1993); radiografias (PARK, 2003); torque de inserção (TI) (JOHANSSON & STRID, 1994; RAGAVENDRA, 2005); Periotest[®] (Modautal/Alemanha), (MEREDITH, 1998; OLIVE, 1990; TRUHLAR, 2000); análise de frequência de ressonância (ARF) (CHOO, 2009) e torque de remoção (TR) (O'SULLIVAN et al., 2004).

Os dois métodos que estão sendo mais utilizados, TI e AFR, têm sido comparados com o objetivo de verificar correlações entre os mesmos e resultados controversos têm sido relatados. Enquanto alguns encontram correlação (CUNHA et al., 2004) outros não (FRIBERG, 1999; ISODA, 2011). No entanto, observa-se nos estudos que vários tipos de implantes foram testados e comparados em relação a estabilidades (primária e secundária): Corpo único (MELLO et al., 2009); Hexágono externo (LEE, 2010) e cônica interna (THOMÉ, 2010). Porém, as diferentes junções foram comparadas em diferentes indivíduos.

Assim sendo, considerando a importância de se conhecer os valores que sinalizem clinicamente a possibilidade de indicação ou não da técnica de carga imediata, o índice de sucesso dos implantes, o fato de diferentes tipos de junções de implantes estarem sendo utilizadas e com diferentes técnicas cirúrgicas (sendo instalados paralelos ou inclinados) este estudo foi idealizado. Objetiva-se comparar os valores de estabilidade primária obtidos por dois métodos (torquímetro ou AFR) em implantes HE e CM instalados de forma reta ou inclinada verificando se o tipo de junção e a técnica cirúrgica interferem na presença de correlação entre as duas formas de medidas e também comparar a estabilidade primária com a secundária através de AFR verificando o índice de sucesso dos implantes, se há correlação entre as duas estabilidades e se o tipo de junção e a técnica cirúrgica interferem na mesma.

2. Revisão de literatura

2.1 - Carga Imediata

Calandriello et al. (2003) objetivaram investigar a necessidade do alto torque (estabilidade inicial) para determinar a carga imediata e a viabilidade clínica desse tratamento. Foram apresentados resultados referentes ao acompanhamento de vinte e seis pacientes, após períodos de um a dois anos, nos quais foram instalados cinquenta implantes de quatro diferentes geometrias com superfície tratada (Standard, MKII, MKIII, MKIV). Em relação ao diâmetro 41 foram de 3,75 e 9 de 5,0, sendo estes instalados tanto em maxila como em mandíbula em casos unitários, parciais e totais. Avaliou-se: estabilidade primária (torque de inserção), estabilidade da crista óssea marginal, e taxa de sobrevida dos implantes. Para serem inclusos na amostra, deveriam ter uma altura mínima óssea de 13 (para implantes 3,75) e de 10 (para implantes 5,0), apresentar torque mínimo de 65 N.cm para implantes unitários, 45 N.cm para implantes parciais e 32 N.cm para totais e ausência de alterações sistêmicas e parafunção. Os resultados demonstraram uma taxa de sobrevida de 98%, sendo que os torques de inserção variaram entre 40 a 75 N.cm. Não houve reabsorção considerável na crista óssea dos implantes, e relataram uma correlação considerável entre qualidade óssea e nível da crista marginal. Não houve reabsorção óssea com os torques entre 50 e 65 N.cm. Os autores sugeriram que o carregamento imediato é um procedimento viável com crescentes indicações clínicas, sendo que o osso tipo III e IV não é favorável para a utilização desta técnica.

Castellon et al. (2004) avaliaram o comportamento de implantes que permaneceram submersos em relação aos implantes que receberam próteses provisórias, nas regiões de mandíbula anterior. Os critérios de inclusão foram baseados em valores de torque de inserção em torno de 30 N.cm, estabilização dos implantes com uma barra

rígida; reabilitação com implantes, de no mínimo 10 mm de comprimento e espaço interoclusal suficiente para produzir uma prótese protocolo com barra rígida e intermediários. Quanto ao procedimento laboratorial, as técnicas variaram, sendo sempre próteses híbridas com barras fabricadas em laboratórios ou com uso de barras pré-fabricadas (Sistema Novum). Independente da técnica de reabilitação foi concluído que a carga imediata é uma solução rápida e previsível para devolver a função aos pacientes edêntulos.

De Smet et al. (2005) avaliaram os efeitos da aplicação de carga na osseointegração através da AFR (AFR Osstell[®] - Göteborg, Suécia). Foram instalados dez implantes de 8,5 a 1,8mm (Astra Techs, Molndhal, Suécia) em tíbias de porcos, buscando a bicorticalização. Os sítios foram subinstrumentados e os implantes foram inseridos com torque manual. Os estímulos mecânicos foram iniciados após sete dias com uma força de 3 HZ por cinco dias durante seis semanas, sendo que, o animal foi anestesiado visando assegurar a reprodutibilidade do estímulo. A análise da estabilidade foi inicialmente mensurada no momento da instalação do implante, sendo avaliada durante seis semanas. Não foram detectadas complicações referentes à osseointegração em nenhum dos animais. Em relação aos valores da AFR, o grupo controle apresentou uma redução inicial na primeira semana, sendo mais acentuada na terceira semana, seguida por um aumento no fim do período experimental. Contudo, os implantes que receberam carga (grupo teste) revelaram um aumento progressivo nos valores de ISQ. Avaliando comparativamente os dados obtidos após seis semanas, não foram detectadas diferenças entre os grupos. Sendo assim, os resultados mostram que a carga imediata não prejudicou a estabilidade dos implantes e o bicorticalismo pode ter influenciado os índices de sucesso. Além disso, a carga imediata mostrou-se benéfica na estabilidade do implante, especialmente no período de osseointegração.

Ostman et al. (2008) avaliaram a evolução clínica e radiográfica dos implantes em carga imediata na mandíbula desdentada parcial, reabilitadas com próteses parciais implantossuportadas. A amostra foi composta por setenta e sete pacientes, os quais apresentavam disponibilidade óssea para instalação de dois implantes de no mínimo 7 mm de altura, ou um único implante de 15 mm. A qualidade óssea foi determinada segundo a classificação de Lekholm and Zarb definindo as brocas a serem utilizadas. O *countersink* foi realizado superficialmente de forma que os implantes obtivessem maior estabilidade primária. O critério adotado para a carga imediata foi de 30 N.cm de torque de inserção e ISQ (*Implant Stability Quotient*) acima de 60. Instalaram a prótese fixa provisória em vinte e quatro horas e a prótese fixa definitiva em três meses após a instalação do implante. Os pacientes foram acompanhados clínica e radiograficamente por quatro anos, sendo que a estabilidade (AFR) foi avaliada no momento da instalação do implante e seis meses após. Quatro (1,6%) dos 257 implantes não osseointegraram, resultando em uma sobrevida global de 98,4% após quatro anos. Três implantes do tipo liso (3,9%) e um implante tratado (0,6%) falharam entre quatro a treze meses. A reabsorção óssea marginal média foi de 0,7 mm durante o primeiro ano em função. Implantes lisos mostraram uma perda óssea média de 0,5 mm e implantes tratados uma média de 0,7 mm. A análise de frequência de ressonância mostrou um quociente de estabilidade significativa de 72,2 (SD 7.5) na colocação do implante e 72,5 (DP 5,7) após seis meses de carregamento. Concluíram que a carga imediata de implantes, com boa estabilidade primária em áreas parcialmente edêntulas da mandíbula, parece ser um procedimento viável e com resultados previsíveis.

Borges et al. (2009) realizaram uma análise retrospectiva para avaliar o sucesso dos implantes em carga imediata, em casos onde as próteses foram removidas dez dias após a instalação dos implantes. A amostra foi composta por setenta e um pacientes que

receberam implantes submetidos à carga imediata e próteses instaladas usando a técnica de cimentação passiva, sendo estas acompanhadas por períodos que variaram de seis meses a sete anos. O sucesso foi determinado pelo número de implantes em função sem mobilidade. Além disso, a perda óssea foi radiograficamente verificada através da comparação com as radiografias iniciais obtidas imediatamente após a cirurgia de implantes. O índice de sucesso dos implantes foi de 100% para todos os períodos avaliados, exceto para o ano 1 (99,5%) e ano 2 (98,9%), que apresentaram falhas. Além disso, na análise radiográfica não foi encontrada perda óssea vertical ao redor dos implantes. Desse modo, os autores concluíram que a remoção da prótese após dez dias da colocação do implante, associada à carga imediata não está associada com o índice de insucesso dos implantes.

Melo et al. (2009) avaliaram a estabilidade de implantes submetidos à carga imediata através de um protocolo de reabilitação de arco inferior com barras pré-fabricadas em um período de quatro meses e um ano. Onze pacientes desdentados foram selecionados, nos quais foram instalados quatro implantes na região interforaminal GT (Neodent[®], Curitiba, Brasil) variando o tamanho e diâmetro de acordo com a qualidade óssea de cada paciente. Imediatamente após a instalação do implante, foi feita a AFR para cada fixação utilizando o Osstell[®] (Göteborg, Suécia), bem como após quatro meses e um ano. Os autores observaram que a taxa de sobrevivência clínica foi de 100% e mostraram que houve um aumento na estabilidade após quatro meses de 64,09 para 64,31 e em um ano para 67,11. Concluíram que o carregamento imediato de implantes dentários mandibulares usando o protocolo de barras pré-fabricadas é um tratamento confiável, já que está de acordo com os resultados descritos na literatura para outras técnicas semelhantes.

Li et al. (2009) realizaram um estudo retrospectivo durante seis anos, comparando a taxa de sobrevivência de implantes instalados em maxila e mandíbula submetidos à carga imediata. Foram avaliados parâmetros como diâmetro do implante, sistema, desenho, forma das conexões dos intermediários, posição dos implantes e torque de inserção. Todos os casos deveriam ter uma altura vertical de pelo menos 7 mm, dimensões buco palatais e vestibulo linguais adequadas no local do implante planejado, e um mínimo de seis implantes na arcada superior e quatro implantes na parte inferior. Casos que não necessitavam de carga imediata ou de cirurgia guiada ou implante de zigomático foram excluídos. Em caso de baixa densidade óssea, a estabilidade primária foi assegurada utilizando várias técnicas como a bicorticalização e sequência de subinstrumentação. Os intermediários foram conectados aos implantes e as próteses confeccionadas. Foram realizadas radiografias periapicais, no momento da instalação da prótese provisória, no momento da instalação da prótese final, e um ano após a instalação das próteses. O protocolo de carga imediata apresentou taxas de sobrevivência acumulada de 98,7% para a maxila e 98,7% para a mandíbula, com uma taxa de sobrevivência global acumulada de 98,7%. Não houve diferença significativa nas taxas de sobrevivência entre maxilas e mandíbulas. Concluíram que o protocolo de carga imediata, através da instalação de próteses provisórias, mostrou ser um método eficiente para restaurar maxilas e mandíbulas edêntulas e que o torque de inserção pode ser um fator determinante no sucesso do implante.

Pieri et al. (2009) avaliaram a eficácia de implantes imediatos à extração dentária em carga imediata, através do acompanhamento clínico e radiográfico. Foram tratados vinte e três pacientes que necessitavam de reabilitação de arco total, sendo nove maxilas e quinze mandíbulas. Cento e quarenta e quatro implantes foram instalados: cinquenta e nove em alvéolos frescos (grupo teste), e oitenta e cinco em áreas

cicatrizadas (grupo controle). O valor mínimo de estabilidade exigido para indicação da técnica de carga imediata foi 30 N.cm. Os implantes foram instalados 1 mm abaixo da crista alveolar. Nos casos de implantes imediatos, adotou-se o seguinte critério: espaços menores que 2 mm entre o implante e a parede do alvéolo não receberam nenhum tipo de material; espaços maiores que 2 mm entre o implante e a parede do alvéolo, foram preenchidos com osso bovino inorgânico misturado com osso autógeno. As próteses foram instaladas em até setenta e duas horas, sendo que os pacientes foram acompanhados em um, três, seis e doze meses em relação à estabilidade oclusal da prótese e AFR. Os valores médios do ISQ no início do carregamento protético foram de 60 e 61, para o grupo teste e o grupo controle respectivamente. Em um ano de acompanhamento, o ISQ foi para 62 e 61, no grupo teste e no grupo controle respectivamente, resultando em uma diferença do ISQ estatisticamente não significativa. Os autores concluíram que, apesar do curto tempo de acompanhamento, a instalação de implantes imediatos bem como a técnica de carga imediata, podem ser consideradas como técnicas promissoras nas técnicas de reabilitação.

Weber et al. (2009) descreveram um consenso sobre procedimentos clínicos de protocolo de carga. Nesse consenso em Barcelona 2002, a carga imediata foi definida como a instalação da prótese no mesmo dia em que os implantes foram instalados, enquanto que na carga precoce, as próteses são anexadas num segundo procedimento, após dias e semanas, já a carga convencional as próteses são instaladas em um segundo momento de três a seis meses depois da instalação do implante. A carga tardia foi definida como instalação de próteses maior que em um período convencional, ou seja, maior que três a seis meses. Em 2003 em Gstaad, definiram a carga imediata como uma restauração colocada em oclusão em até quarenta e oito horas após a instalação dos implantes, já a carga precoce, recebia a reabilitação sobre implantes de quarenta e oito

horas até três semanas, na carga convencional a prótese é anexada num segundo procedimento após a cicatrização, de três a seis meses, já na carga tardia: as próteses são instaladas em um segundo procedimento, num período superior de três a seis meses. A restauração imediata foi definida como uma reabilitação inserida em quarenta e oito horas da instalação do implante, sem receber carga. Esposito et al. (2005), definiram que a carga imediata é quando os implantes são colocados em função em até uma semana após a cirurgia, sem distinção de estar ou não em contato oclusal, na carga precoce os implantes eram colocados em função entre uma semana e dois meses após a instalação do implante; já na carga convencional, os implantes eram colocados em função dois meses após sua instalação.

Kacer et al. (2010) avaliaram o sucesso de duzentos e cinquenta e seis implantes em carga imediata em um estudo retrospectivo de dois anos. Noventa e cinco implantes foram instalados na mandíbula posterior enquanto cento e sessenta e um foram instalados na mandíbula anterior, todos submetidos à carga imediata, uma vez que obtiveram torque de 35 N.cm. A quantidade e qualidade óssea foram determinadas através de tomografias durante o planejamento do tratamento, o que permitiu a colocação de cada implante na posição mais precisa com relação à altura vertical, largura vestibulo-lingual, e a forma do alvéolo. Os pacientes foram acompanhados em uma semana e três dias, seis meses, um ano e dois anos, nos quais as avaliações consistiram em avaliação da oclusão e da estabilidade do implante. Além disso, tomografias e radiografias panorâmicas foram realizadas. Os índices de sucesso para os implantes instalados em mandíbula anterior foram de 99,4%, enquanto o índice na mandíbula posterior foi de 97%. Desta forma, os autores sugerem que o sucesso dos implantes que receberam carga imediata está relacionado à estabilidade inicial, à conexão rígida entre os implantes e às cargas funcionais controladas. Desse modo, o

sucesso nas cargas aplicadas, caracteriza que valores de torque de 35 N.cm permitem a utilização da técnica de carga imediata.

2.2 - Uso de Implantes Inclinados

Krekmanov (2000) investigaram como modificar um método de instalação de implantes em áreas posteriores dos maxilares, para que a conexão das próteses pudesse ficar mais para distal, reduzindo o *cantilever* sem a transposição do nervo mandibular ou sem enxerto na maxila. Foram tratados 47 pacientes com implantes (25 pacientes receberam 36 implantes mandibulares, 22 pacientes receberam 30 implantes maxilares) colocados em posições inclinadas, sendo que na mandíbula eles foram inclinados próximos do forame mental em uma angulação de 25 a 35 graus, já na maxila os implantes foram inclinados paralelos a parede do seio maxilar, em uma angulação de 30 a 35 graus. Eles foram acompanhados em um período de 40 meses na mandíbula e 53 meses na maxila. Nenhum implante falhou na mandíbula, acumulando uma taxa de sucesso em 5 anos na maxila de 98% para implantes inclinados e 93% para implantes paralelos. Foi observada parestesia em 4 casos, durante 2 ou 3 semanas depois da instalação do implante. Uma análise de distribuição de carga nos casos da mandíbula mostrou nenhuma diferença significativa entre os implantes inclinados e os não inclinados. Resultados satisfatórios encontrados com relação à osseointegração dos implantes e significativa extensão das próteses podem recomendar o método.

Maló et al. (2003) descreveram um protocolo cirúrgico e protético para função imediata de prótese fixa suportada por quatro implantes em mandíbulas edêntulas em duas horas. Foram tratados quarenta e quatro pacientes, os quais receberam cento e setenta e seis implantes. Estes implantes foram conectados com intermediários e prótese

provisória ao final da cirurgia. De dezoito pacientes a dentição oposta eram próteses removíveis, de quatorze pacientes eram próteses implantossuportadas, de sete pacientes eram dentes naturais e de cinco pacientes eram próteses fixas sobre dentes. Foram divididos em dois grupos: grupo desenvolvimento (possuíam implantes de resgate, os quais não foram utilizados nas próteses provisórias) e o grupo de rotina (não possuíam implantes de resgate). A inserção dos implantes obedeceu às orientações do fabricante, exceto para os implantes, que tiveram que ser subinstrumentados, para atingir o torque maior de 40 N.cm. O *countersink* não foi realizado para preservar a crista marginal. A altura dos implantes colocados em carga imediata foi de 10 a 18 mm. Os dois implantes mais anteriores seguiram a direção da anatomia. Na região de severa reabsorção, receberam implantes distais inclinados. Esse arranjo permitiu uma boa ancoragem dos implantes, pequena extensão de *cantilever*, e grande distância entre os implantes. Os implantes posteriores, que foram de 4 mm de diâmetro, emergiram tipicamente no segundo pré-molar. Os implantes anteriores foram de 4 ou 3,75 mm de diâmetro. Os implantes em carga imediata tiveram um torque de inserção final de no mínimo 40 N.cm. Os intermediários angulados para os implantes anteriores foram de 17 e 30 graus, e para os implantes posteriores de 30 graus. Essa angulação foi selecionada, de acordo com a emergência protética dos parafusos. Uma prótese em acrílico reforçada com metal foi entregue em duas horas após a cirurgia. A emergência dos parafusos posteriores foi na altura do segundo molar, as próteses foram projetadas para receber dez dentes, devido à posição favorável do arco. A crista marginal foi avaliada através de radiografias panorâmicas. Quatro implantes colocados em carga em quatro pacientes do grupo em desenvolvimento foram perdidos durante o acompanhamento de seis meses. Os demais implantes (cento e dezesseis) sobreviveram a um ano de acompanhamento, e sessenta e nove (58%) a dois anos de acompanhamento, dando uma taxa de

sobrevivência de 96,7 %. No grupo de rotina, um implante foi perdido nos primeiros três meses. A taxa de sobrevivência foi de 98,2 % para implantes e 100% para próteses. Três de cento e trinta e um implantes submetidos em carga imediata foram perdidos (2,3 % de falha). Concluíram que a alta taxa de sobrevivência dos implantes e das próteses caracteriza a possibilidade de reabilitar mandíbulas edêntulas, com prótese fixa instalada duas horas após a cirurgia, suportada por quatro implantes. Assim, estes dados revelam que a utilização de implantes posteriores inclinados permite uma reabilitação de até doze dentes com um pequeno *cantilever* e uma distância interimplantes favorável. Além disso, os autores sugerem que próteses de acrílico reforçadas por metal podem ser indicadas.

Begg et al. (2009) realizaram uma análise através da fotoelasticidade dos padrões de estresse ao redor do implante distal angulado na técnica “*All on four*” (instalação de quatro implantes, dois inclinados distalmente e dois paralelos anteriormente, sustentando uma prótese fixa). Quatro modelos idênticos foram fabricados em resina acrílica fotoelástica sendo que, os segmentos laterais eram de 45 mm de comprimento e os centrais anteriores de 35 mm de comprimento. Para cada modelo, sítios de implantes foram criados, seguindo a técnica “*All on Four*”. Os implantes anteriores (13 mm) foram instalados a 15 mm de distância em relação aos pontos centrais dos implantes, já os implantes distais (13 mm), foram instalados a 20 mm dos implantes anteriores. No primeiro modelo, todos os implantes foram instalados paralelos entre si. Nos modelos restantes, os implantes distais, foram inclinados de 15, 30 e 45 graus. Todos os implantes obtiveram torque de inserção de 35 N.cm. Nos implantes paralelos, foram instalados intermediários de 4 mm, nos implantes angulados de 15 graus, foram instalados intermediários angulados de 17 graus. Nos implantes angulados de 30 e 45 graus, foram instalados intermediários angulados de 30 graus.

Para os implantes instalados na angulação de 15 e 30 graus, uma pequena diferença do estresse foi observada e ainda as maiores tensões foram detectadas com implantes de 45 graus de angulação, sendo que as tensões foram aumentando progressivamente com a carga.

Capelli et al. (2007) avaliaram o resultado da carga imediata em arcos totais com próteses parafusadas e extensão distal suportadas para implantes paralelos e inclinados. Foram incluídos apenas os implantes que obtiveram um torque entre 30 e 50 N.cm. Se um ou dois implantes não atingissem 30 N.cm, a carga era efetuada, desde que os implantes fossem esplintados aos implantes adjacentes. Os implantes inclinados, que obtiveram torque menor do que 30 N.cm, receberam carga após dois meses. O *loop* anterior do forame mental, foi usado para determinar a angulação do implante posterior. Os implantes posteriores receberam uma inclinação de 25 a 35 graus. Depois da instalação dos dois implantes posteriores bilaterais, dois implantes anteriores foram instalados no espaço entre o forame mental. Próteses provisórias foram instaladas quarenta e oito horas após a cirurgia, sendo esta substituída pela prótese final após três meses. O sucesso dos implantes foi determinado pela ausência de mobilidade clínica, radiolucência e perda óssea inferior a 1,5mm até o final do primeiro ano em carga, ou 0,2 mm nos anos subsequentes. Assim, os índices de sucesso dos implantes, bem como o das próteses foram de 100%. Não foram observadas diferenças entre a perda óssea ao redor dos implantes inclinados e paralelos. Com base nesses dados, os autores sugeriram que a reabilitação através da carga imediata tanto em maxila como em mandíbula com próteses híbridas suportadas em seis ou quatro implantes paralelos ou inclinados, representam uma alternativa viável de tratamento.

Naini et al. (2011) avaliaram através de elementos finitos a concentração de tensões em modelos nos quais foram instalados implantes paralelos e inclinados. A

concentração de estresse foi avaliada entre duas condições de carga, sendo comparados a um modelo de quatro implantes paralelos. Intermediários retos, e angulados 30 graus foram criados conforme as medidas descritas pelo fabricante. Uma barra de titânio foi criada, coberta com resina acrílica, de 10 mm de altura. Os *cantilevers* foram de 10,5 mm e 17 mm, nos modelos A e S respectivamente. Cada modelo foi submetido a duas condições de carga: uma carga inicial de 300 N.cm foi aplicada na região posterior, sendo esta dividida em três vetores de força, visando diminuir a concentração de estresse na área da aplicação da carga. Para a segunda condição de carga, um total de 178 N.cm de carga foi aplicado na região anterior de forma que os dois vetores de força fossem de 89 N.cm cada (carga anterior). Durante a carga anterior, altas concentrações de estresse foram detectadas no osso peri-implantar pelos quatro implantes no modelo (A). Durante a carga posterior, baixa concentração de estresse foi observada ao redor dos implantes anteriores. No entanto, os implantes posteriores inclinados foram submetidos a tensões mais elevadas em todas as condições. Com base nessa análise, foi concluído que a posição dos implantes (paralelos ou inclinados) resulta num padrão específico de tensões. Desse modo, observou-se uma redução da concentração de tensão ao redor dos implantes anteriores, durante o carregamento posterior, nos modelos com implantes posteriores inclinados.

Fazi et al. (2011) objetivaram avaliar a distribuição de tensões no osso, implante e próteses através da análise de elementos finitos. O presente estudo propôs construir um paciente específico em 3D, com as características ósseas anisotrópicas incorporadas com o objetivo de analisar as forças biomecânicas. Os implantes foram modelados com base nas dimensões de 4,1 de diâmetro e 12 mm de comprimento, com uma plataforma protética de 4,8mm de diâmetro. A estrutura foi desenhada como se fosse totalmente assentada e passiva. A análise foi conduzida nas seis diferentes configurações de

implantes: 1. Cinco implantes paralelos igualmente espaçados; 2. Quatro implantes paralelos; 3. Quatro implantes paralelos igualmente espaçados; 4. Três implantes paralelos igualmente espaçados; 5. Quatro implantes, sendo os centrais paralelos e os distais inclinados em 17 graus; 6. Quatro implantes, sendo que os centrais foram instalados paralelos e os distais inclinados em 34 graus. A mudança na configuração mostrou seis opções clínicas interforaminais, quando os implantes são instalados em mandíbulas. Foi aplicada uma carga de 200 N.cm a uma parte terminal do *cantilever* com angulações de 25 graus no plano vertical e 60 graus no plano sagital em direção lingual. A tensão dos implantes se concentrou ao longo da região distolingual do implante distal, mais próximo ao *cantilever*. Nas configurações com implantes paralelos, os valores de tensão máxima tendem a diminuir, à medida que o número de implantes foi aumentado. Quando os implantes distais eram inclinados 17 e 34 graus, o valor da tensão reduziu 20% e 28% no máximo de tensão, respectivamente, quando comparados aos quatro implantes paralelos distribuídos igualmente no espaço. Foi concluído que a configuração de quatro ou cinco implantes paralelos resulta em distribuição de tensão semelhante no osso e no implante. E ainda a tensão mostrou-se menor quando comparados a três implantes paralelos. Quando os implantes centrais eram instalados paralelos e os distais inclinados 34 graus, a avaliação mostrou-se favorável em relação à redução de tensões no osso e no implante.

2.3 – Uso do aparelho por análise de frequência de ressonância

Meredith et al. (1997) avaliaram clinicamente a estabilidade dos implantes através da mensuração de frequência de ressonância no implante ou no intermediário. Foram selecionados dois grupos (A e B) com nove pacientes cada sendo que no grupo A, 56 implantes foram instalados, tendo como critério para a aplicação da carga a

qualidade óssea, (Lekholm e Zarb), a AFR foi mensurada no momento da instalação do implante e após oito meses. No grupo B 52 implantes foram avaliados, contudo, estes implantes já haviam sido instalados e considerados com sucesso. Depois de um período de seis a sete meses para a osseointegração, procedeu-se a reabertura. Após cinco anos, o nível ósseo foi avaliado através de radiografias periapicais e da AFR no intermediário. No grupo A, foi possível a realização da AFR em cinquenta dos cinquenta e seis implantes, obtendo um valor médio de 7.915 HZ + / - 112 HZ ($p < 0,05$). No grupo B, as medições indicaram uma correlação ($R = -0,78$, $p < 0,01$) entre EIL (comprimento efetivo do implante) e frequência de ressonância. Desta forma, foi concluído que a frequência de ressonância pode mensurar a quantidade de tecido ósseo que está ao redor do implante, propiciando o contato das paredes do implante com o tecido ósseo e monitorar as mudanças de estabilidade do implante x osso. Com o desenvolvimento dessa técnica pode ser possível prever as condições que predisõem a falha dos implantes e assim evitá-las.

Huang et al. (2002) avaliaram o comportamento do implante, submetido a vibrações em diferentes qualidades ósseas adjacentes por meio da análise de elementos finitos de implante cilíndrico, e junto, instalaram um intermediário. O corpo do implante era de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de altura, já o intermediário possuía 3 mm de altura. Esse modelo foi embutido em uma seção cúbica de osso e para a realização de testes *in vitro*. Em seguida o implante foi submetido a vibrações, sendo que o efeito da condição do osso na AFR foi contabilizado em diferentes tipos e densidade de osso. Duas situações foram simuladas para verificar os efeitos relacionados ao osso adjacente. A primeira foi simulada em diferentes tipos ósseos, avaliando o efeito da AFR no implante. A segunda situação foi determinar a perda óssea adjacente após o tratamento do implante. Os resultados mostraram que a AFR no implante instalado em osso do tipo

III decresceu linearmente sendo de 17,9 KHz, enquanto implantes instalados em osso do tipo I apresentaram valor de 36,1 KHz. E ainda em osso do tipo IV estes valores foram na ordem 9,9 KHz. Esses resultados sugerem que a altura e densidade do osso marginal são fatores importantes para o sucesso do implante. Além disso, AFR pode servir de ferramenta não invasiva para detectar a estabilidade dos implantes, tanto no período de neoformação óssea quanto em avaliação de acompanhamento.

A AFR foi avaliada por Barewal et al. (2003) em vinte pacientes que necessitavam de um a quatro implantes em área posterior de maxila e mandíbula no diâmetro de 4,1mm. A qualidade óssea foi classificada segundo Lekholm e Zarb. A AFR foi realizada no dia da instalação do implante e após seis, oito e dez semanas. Os implantes não foram submetidos à carga imediata, portanto, a cada visita, o parafuso de cobertura do implante era removido e o transdutor era instalado. Na décima semana após a aferição, uma tomografia computadorizada foi realizada. Dos vinte e sete implantes instalados, somente um implante (3,7%) instalado em osso de tipo I falhou, na quarta semana, devido a hábitos parafuncionais. Os outros implantes foram divididos por comprimentos e localização: treze implantes eram de 12mm, quatorze eram de 10mm, sendo que, dez foram instalados na maxila e dezessete na mandíbula, dezesseis foram instalados em região de pré-molar e onze na região de molar. As médias dos valores de ISQ no período “0” foram 60 (ISQ) para implantes instalados em osso do tipo I, 57 (ISQ) para implantes instalados em ossos do tipo II e III e 55 (ISQ) para implantes instalados em osso do tipo IV. A medida do ISQ reduziu na terceira semana para todos os tipos de osso, sendo que esse percentual aumentou da terceira à décima semana. A média ao final da décima semana foi de 63 (ISQ) para implantes instalados em ossos do tipo I, 58 para implantes instalados em osso do tipo II e III e 59 (ISQ) para

implantes instalados em osso do tipo IV. Assim os autores concluíram que não existe diferença significativa de estabilidade no osso a partir da quinta semana.

Glauser, et al. (2004) avaliaram a estabilidade primária, sucesso e perda de implantes através da AFR. A amostra foi composta por trinta pacientes onde os sítios foram preparados de forma que, nos dois primeiros terços da instalação do implante, o torque fosse baixo e aumentando gradativamente. O *countersink* foi utilizado de forma que os implantes instalados em osso do tipo I e II, permanecessem com a cabeça do implante a nível ósseo e em ossos do tipo III e IV um leve *countersink* foi realizado, para que a estabilidade não fosse afetada. A estabilidade inicial foi o fator determinante para o uso da carga imediata. A AFR foi feita no implante no momento da sua instalação, seguido de dois, três, seis e doze meses apenas no implante, sendo que os componentes protéticos e barras instaladas foram removidos para aferição do ISQ. A AFR mostrou um valor médio de 6,48 Hz (ISQ 68) caracterizando uma estabilidade primária adequada. A média da estabilidade foi estatisticamente menor 6,10 Hz (ISQ 60) entre os dois primeiros meses, quando comparadas com a primeira mensuração. Concluíram que os implantes que falharam mostraram uma estabilidade decrescente até a perda. Baixos níveis de AFR após um e dois meses mostraram um crescente risco para perdas futuras. Segundo os autores, esta informação pode ser usada para evitar futuras perdas de implantes sem carga, com graus decrescentes de estabilidade, diagnosticados com a técnica de AFR.

Sjöström et al. (2004) avaliaram duzentos e vinte e dois implantes instalados em regiões enxertadas e não enxertadas, através da AFR, estabilidade clínica e perdas de implantes. Vinte e quatro pacientes desdentados totais, com atrofia severa de maxila, foram tratados com enxertia, seguidos de instalação de implantes após seis meses. Dez pacientes foram tratados com setenta e cinco implantes em áreas sem enxertos, para

servirem como grupo controle. AFR foi realizada no implante e no intermediário seis meses após a carga. Dezesete implantes foram perdidos, os quais estavam instalados em áreas enxertadas e um perdido em área sem enxerto. Em todos os casos, a AFR aumentou gradativamente. Vinte implantes não apresentaram estabilidade no momento da instalação, acompanhados com baixo valor de ISQ. A média de valores de ISQ foi de 58,5 no momento da instalação do implante, 60,9 no intermediário e 63 depois de seis meses. Concluíram que os implantes instalados em dois estágios em osso enxertado alcançaram uma estabilidade similar aos dos implantes instalados em um estágio em osso sem enxerto.

Liddelow e Henry (2007) investigaram a previsibilidade de simplificação do tratamento de desdentados totais com instalação de *overdenture* mandibular retida por um único implante carregado de forma imediata. Este implante foi instalado na linha média mandibular de 10 mm, buscando o bicorticalismo. O torque foi mensurado através do motor, do torque de inserção manual e AFR. Os implantes, no momento da instalação, obtiveram torque mínimo de 45 N.cm e ISQ de 60 mensurado no intermediário. Logo após, foi realizada uma radiografia periapical com angulação padronizada. Quinze pacientes tiveram o elemento retentivo unido à prótese com resina acrílica imediatamente e dez pacientes tiveram prótese aliviada na área correspondente à posição do implante e reembasada com condicionador de tecido, para melhorar a resposta cicatricial. Os implantes foram avaliados individualmente segundo critérios de mobilidade juntamente ao controle radiográfico e AFR em três e doze meses. Desses implantes instalados, três não obtiveram a estabilidade primária adequada para carregamento imediato, no entanto, esses pacientes foram tratados em dois estágios cirúrgicos. Os outros vinte e cinco implantes instalados obtiveram sucesso após doze

meses avaliados. Portanto, foi concluído, que o tratamento de *overdenture* suportada por um implante é um tratamento seguro e barato.

Garcia et al. (2009) determinaram formas de obtenção da estabilidade primária de implantes cônicos em quinze costelas frescas. Cada costela foi seccionada em diferentes blocos para obter áreas de homogeneidade para o preparo dos implantes e seis diferentes lojas foram preparadas em cada bloco de costela. Dois diferentes modelos de implantes foram utilizados: um implante cônico (Swiss Plus SPB com 3,7 x 10 mm da Zimmer[®] Dental) e MK IV de 4 x 10 mm (Nobel Biocare[®] - Zürich-Flughafen, Suíça). Para cada tipo de implante, dois métodos de preparo foram aplicados: um mantendo a cortical óssea e o outro eliminando essa cortical. Depois da loja preparada, cada implante foi instalado até que ficasse totalmente submerso e o transdutor referente a cada implante foi instalado. Foi mensurada a estabilidade primária, obtendo quatro medidas de AFR com o medidor posicionado 90° em direção à posição do transdutor. Cada tipo de implante foi dividido em dois grupos, sendo que o grupo “a” foi composto por implantes instalados conforme orientações do fabricante. E o grupo “b”, por implantes instalados conforme as instruções do fabricante, associados à eliminação da cortical. Os valores do ISQ para os implantes do grupo “a” foram de 65 a 78 e os valores os implantes instalados no grupo “b” foram de 65 a 75. A média dos valores obtidos ISQ para o implante Mk IV foi 70,0 em preparos a e 66,60 em preparos “b”. Analisando os dados obtidos observou-se diferenças estatisticamente significativas entre preparos sem a eliminação do osso cortical para o implante Mk IV em relação aos casos em que o osso cortical tinha sido eliminado. Os dados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na media da estabilidade primária quando considerados os tipos de implante.

Capek et al. (2009) realizaram uma análise de elementos finitos, com o objetivo de determinar a direção adequada do dispositivo coletor de AFR. O modelo do implante foi um cilindro de 3,7 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento, sendo situado na parte interforaminal da mandíbula em osso cortical. O osso foi definido com dois tipos de corticais: uma com 2 mm e outra com 4 mm. O dispositivo coletor de AFR foi totalmente articulado com o implante. O estudo focado em um setor de 90° com a suposição de resultados idênticos nos outros quadrantes. Na posição básica, o dispositivo coletor de AFR mantinha-se perpendicular ao longo eixo do osso alveolar, enquanto que o braço vertical do transdutor foi situado via oral. Posteriormente, dispositivo coletor de AFR foi girado em seu eixo vertical em passos de 10° sentido anti-horário na direção de 00-90°. Uma análise foi realizada para ganhar as quatro primeiras formas, correspondentes à AFR no sistema. O primeiro e o segundo valor, não mudam mais de 1,1%, após girá-lo de 0° a 30°, o Osstell® (Göteborg, Suécia), mede primeiro a AFR no eixo XY, até 30° de rotação. Na faixa de 30° a 80°, a primeira e a segunda medida foram semelhantes, e similares no modelo da forma. Entre 80 e 90° o sistema muda, e o dispositivo mede a AFR em segundo lugar no plano XY, acarretando mudanças de no máximo 0,5%. Na terceira e quarta etapa, não houve mudança significativa da posição do transdutor. Concluíram que a mudança entre 30° e 80° de rotação no dispositivo coletor de AFR foi um fenômeno crucial e na medição perpendicular no longo eixo da crista alveolar a inclinação não deve passar de 30°, da posição ideal perpendicular, o primeiro valor será tomado. Quando a mensuração for feita paralela ao longo eixo da crista alveolar, o segundo valor será tomado. O desvio dos dois não deve exceder 10°. No entanto, os dados teóricos ainda serão confrontados com os clínicos.

Quesada et al. (2009) revisaram estudos referentes à utilização da AFR na mensuração da estabilidade dos implantes. Com base na revisão, os autores concluíram que o uso de AFR tornou possível a mensuração tanto quantitativamente quanto qualitativamente da estabilidade de vários tipos de implante e entenderam utilidade da AFR como um método não invasivo para avaliar a estabilidade do implante.

Cho et al. (2009) verificaram a precisão dos aparelhos que medem a estabilidade dos implantes e se há correlação entre os valores de ISQ adquiridos com o Osstell[®] (Göteborg, Suécia) e com o Osstell[®] mentor (Göteborg, Suécia). Instalaram sessenta e dois implantes em quarenta e sete pacientes. Foram utilizados implantes sem carga imediata, sendo que no primeiro estágio cirúrgico, quarenta e quatro implantes foram instalados em trinta e cinco pacientes (vinte e oito implantes na mandíbula e dezesseis implantes na maxila). No segundo estágio cirúrgico, cinquenta implantes foram instalados em trinta e sete pacientes (trinta e seis na mandíbula e quatorze na maxila). Vinte e cinco pacientes com trinta e dois implantes foram submetidos a mensurações em ambas as etapas. Doze implantes em dez pacientes foram mensurados no primeiro estágio, enquanto que dezoito implantes em doze pacientes foram mensurados apenas no segundo estágio. Cada valor do ISQ foi mensurado depois da instalação do implante no primeiro estágio e depois o parafuso de cobertura era removido no segundo estágio. Enquanto o Osstell[™] (Göteborg, Suécia) foi usado, os transdutores foram substituídos conforme o sistema do implante e os diferentes diâmetros, permanecendo sem contato com tecido adjacente. Quando foi utilizado o Osstell Mentor (Göteborg, Suécia), um *Smartpeg* foi conectado nos implantes de acordo com o diâmetro, a medida foi feita pela mesial e vestibular dos implantes, então uma média foi realizada a partir dos valores coletados. Apresentaram uma diferença no valor do ISQ (de 4 a 5 pontos) com uma correlação significativa. No período da osseointegração, os valores do ISQ aumentaram

significativamente. Acima de tudo, mensurando o valor da estabilidade tanto com o Osstell™ (Göteborg, Suécia), como com o Osstell™ Mentor (Göteborg, Suécia) são métodos objetivos e confiáveis, sendo considerados úteis na prática.

Alsabeeha et al. (2010) determinaram a estabilidade primária de implantes largos de 8 mm de diâmetro, de implantes regulares de 4mm de diâmetro e implantes de 3,75 de diâmetro, os quais foram instalados na linha média de mandíbulas edêntulas, unitários, para suportar uma *overdenture*. Um total de trinta e seis implantes foi instalado na linha média mandibular de trinta e seis pacientes, sendo que estes foram divididos em três grupos: grupo 1, composto por doze participantes, os quais receberam um implante único de 8mm de diâmetro, o grupo 2 formado de doze participantes, reabilitados com um implante de 4mm de diâmetro o grupo 3 com doze participantes que receberam implantes unitários de 3,75mm de diâmetro. Um preparo dos implantes foi realizado conforme a qualidade óssea de cada paciente, e estes foram inseridos com um torque de 45 N.cm seguidos de cicatrizadores. A estabilidade primária foi mensurada através da AFR. O *Smartpeg* compatível com cada tipo de implante foi conectado e a medida foi realizada perpendicular ao *Smartpeg* e com o transdutor próximo à sua superfície. Para cada implante, duas medidas foram realizadas, uma por vestibular e uma na proximal, realizando uma média. O valor mais alto do ISQ foi no implante de 8 mm de diâmetro (84,8), no implante de 4mm de diâmetro (82,3) e no implante de 3,75 mm de diâmetro de (75,3) respectivamente. Concluíram que quando aferida a estabilidade primária com o uso da AFR, para implantes de 8 mm, 4 mm e 3,75 mm de diâmetro instalados na linha média de mandíbulas edêntulas. Nenhuma correlação clara foi estabelecida, entre o diâmetro do implante e o ISQ.

Considerando a avaliação e monitoramento como partes integrantes do pós-operatório de implantes dentários, durante o período de osseointegração, Han et al.

(2010) determinaram se há influência estabilidade dos implantes durante os períodos iniciais da osseointegração através da AFR. O objetivo foi determinar se há influência da superfície de tratamento do implante e seu diâmetro no comportamento das estabilidades. Foram selecionados vinte e três pacientes parcialmente edêntulos que necessitavam de tratamento com implantes. Foi realizado controle das doenças periodontais, motivação e instrução de higiene oral. Foram selecionados vinte e três pacientes, e instalados um total de vinte e cinco implantes da Straumann[®] com 10 mm de altura, de acordo com o protocolo proposto. A estabilidade primária foi assegurada clinicamente antes de fechar o retalho. Não foram confeccionadas próteses provisórias durante o período de observação. No momento da instalação do implante, quatro dias, uma, duas, três, quatro, seis, oito e doze semanas após a cirurgia, a AFR foi realizada no implante usando o Osstell[™] Mentor (Göteborg, Suécia), de acordo com as recomendações do fabricante. Um *Smartpeg* para implantes da Straumann[®] foi adaptado ao implante. A mensuração foi realizada em três diferentes posições (bucal, lingual e distal) e cada observação foi anotada. Em doze semanas, todos os implantes *SLA RN* foram considerados com sucesso. No momento da instalação do implante, o valor do ISQ variou de 64 a 78, com um valor médio de 72,6 e em longo prazo a média do valor do ISQ foi de 76,5. Para os implantes *SLActive*, no momento da instalação dos implantes o valor do ISQ variou de 65,3 a 81,3 com a média de 75,7 e a longo prazo a média foi de 78,8. Os implantes *Wide-body*, no momento da instalação apresentaram o valor do ISQ entre 65,3 a 81,3 com a média de 74,4, a longo prazo a média do ISQ foi de 77,8. A análise longitudinal mostrou que não houve diferença estatística da média dos valores do ISQ entre os três tipos de implante. O menor valor do ISQ foi obtido na terceira e quarta semana após a cirurgia.

Lee et al. (2010) avaliaram a estabilidade primária clínica e radiograficamente, de implantes submetidos à carga imediata, reabilitados com próteses fixas mandibulares híbridas com ou sem barra rígida. Trataram quinze pacientes edêntulos totais com cinco implantes inter foraminais em um total de 75 implantes, divididos em grupo I: prótese do tipo protocolo convencional com barra rígida e grupo II: prótese com o sistema de extensão *cantilever*. Entre quatro e oito meses após a instalação dos implantes e dos intermediários, a estabilidade primária foi aferida usando a AFR. A presença de inflamação e mobilidade foi avaliada. Os resultados obtidos mostraram que os implantes submetidos a próteses fixas implantossuportadas com ou sem estrutura rígida apresentaram valores médios de ISQ estatisticamente iguais, independente do período de avaliação, durante o acompanhamento de oito meses assim como os valores para a mobilidade e inflamação. O índice de sucesso para os implantes e as próteses foi de 100%. Concluíram que o uso de próteses totais implanto-suportadas livres de estrutura metálica é uma opção viável de tratamento para reabilitação de mandíbulas edêntulas.

Ohta et al. (2010) consideraram a AFR como uma técnica não invasiva para mensurar a estabilidade do implante que vem sendo utilizada há mais de uma década que apresenta os valores como quociente de estabilidade do implante (ISQ). Comentam que originalmente havia apenas um dispositivo para mensurar o ISQ que era o Osstell TM[®] (Göteborg, Suécia), o qual possuía um cabo conector entre o aparelho e o transdutor. No entanto, com a modernização foi introduzido o AFR wireless no aparelho Osstell Mentor[®] (Göteborg, Suécia), que não possui um conector direto, sendo que a mensuração é realizada através de ondas magnéticas. Justificando o pequeno número de estudos que relatam os fatores que influenciam no ISQ determinado através desse dispositivo, os autores se propõem a avaliar a associação entre os valores determinados pelo ISQ-AFR sem fio e os fatores que possam influenciar nos resultados como

diâmetro de implante, torque de inserção e perda óssea peri-implantar em um modelo cortical de suíno. Utilizaram para o estudo seis mandíbulas de suínos com qualidade óssea pobre e muito heterogênea. Removeram a porção medular presente no osso para que restasse apenas cortical, ocorrendo assim, mais padronização do estudo. Instalaram implantes dentários com um comprimento de 10 mm em amostras de osso cortical de suíno e em seguida, determinaram os valores do ISQ através de wireless AFR e sob várias condições (orientação da sonda, o diâmetro do implante, o torque de inserção e a perda óssea peri-implantar). Um dispositivo sem fio AFR (Osstell Mentor[®]- Göteborg, Suécia), foi utilizado para analisar a RF (variação entre 110 e 10 000 Hz) e um *Smartpeg* que foi anexado ao implante dentário com o auxílio de um suporte cilíndrico plástico. O torque de 45 N.cm foi adequado. A sonda magnética do dispositivo sem fio foi utilizada paralelamente ao longo eixo do osso e perpendicular ao *Smartpeg*, exceto nas experiências de orientação da sonda. O teste foi realizado três milímetros a partir da estaca. Foi realizada essa mensuração três vezes em cada implante para garantir a precisão e o valor médio de ISQ dessas três tomadas foi calculado. Obtiveram como resultado que a direção da sonda paralela ou perpendicular ao longo eixo do osso não afetou os valores do ISQ. Além disso, o diâmetro do implante não teve um efeito significativo sobre os valores obtidos do ISQ. Encontraram uma correlação estatisticamente significativa entre torque de inserção e os valores ISQ e os menores valores foram observados para ISQ com defeitos verticais peri-implantares profundos. Concluíram, portanto, que a AFR é influenciada pelo torque de inserção e pelo tecido ósseo peri-implantar. No entanto, a direção da sonda e o diâmetro do implante não influenciaram no resultado, o que pode ter sido ocasionado, pelo modelo dos implantes utilizados nesse estudo. Dentro das limitações desse estudo, concluíram que o dispositivo AFR wireless pode ser considerado útil para a determinação da estabilidade

do implante e que, embora os resultados desse estudo, sejam diferentes dos outros, os motivos que levaram a essa diferença ainda são obscuros. Concluem ainda que são necessárias avaliações clínicas para comprovar a utilidade do wireless AFR.

Sim e Lang (2010) monitoraram longitudinalmente o desenvolvimento da estabilidade dos implantes SLA Straumann[®] usando a AFR, avaliando a posição ideal do instrumento para essa aferição, estrutura óssea e altura do implante. Trinta e dois pacientes edêntulos e com volume suficiente de osso para acomodar implantes de no mínimo 4,1mm de diâmetro e 10 mm de comprimento foram incluídos na amostra. Os pacientes foram reabilitados com implantes na mandíbula e maxila posterior. Todos os implantes escolhidos tiveram um diâmetro de 4,1mm sendo que dezesseis pacientes formaram o grupo A e receberam implantes de 8 mm, outros dezesseis pacientes formaram o grupo B os quais receberam implantes de 10 mm. A distância do implante em relação à crista alveolar foi medida, na direção mesio-bucal, médio-bucal, disto-bucal do implante. A AFR foi verificada começando no período da instalação do implante e uma, duas, três, quatro, seis oito e doze semanas após a cirurgia. A medida AFR foi realizada com Osstell[™] Mentor (Göteborg, Suécia), utilizando o transdutor inserido em um intermediário com a altura padronizada. O aparelho para o *smartpeg* em uma distância de 2 a 3 mm. As medidas foram feitas duas vezes por vestibular e uma por oclusal, ficando evidente que não houve diferença de ISQ nas duas posições. O valor do ISQ aumentou da primeira aferição até a última, no entanto, o aumento significativo foi após a sexta semana. Dois implantes de 8 mm de comprimento foram instalados em osso cortical, assim, os pacientes foram removidos do estudo. Ficou claro que os implantes instalados em osso do tipo III e IV mostraram valor similar de ISQ todo o tempo, enquanto implantes instalados em osso do tipo II, apresentaram um valor mais alto de ISQ. A influência da altura do implante no valor do ISQ mostrou que no

momento da cirurgia, implantes do grupo B (10 mm) apresentaram valor médio mais alto (70,3 ISQ) do que os do grupo A (8 mm) que o valor médio encontrado do ISQ foi de 59,8. Depois de duas semanas, o valor do ISQ para os dois grupos ficaram similares. Concluíram que todos os valores de ISQ acima de 55 podem ser considerados valores de sucesso e que o valor do ISQ foi influenciado primeiramente pela estrutura óssea e menos pelo comprimento do implante. Desse modo, o aumento constante do ISQ foi verificado em implantes mais curtos e em sítios ósseos do tipo III e IV.

Yoon et al. (2011) investigaram a influência da qualidade óssea e da técnica cirúrgica na estabilidade do implante, através da AFR (ISQ). Além disso, a influência da qualidade óssea, diretamente ligada à superfície do implante, na AFR também foi avaliada através de elementos finitos. Seis implantes Brånemark paralelos com a superfície tratada (3,75 x 7 mm) foram preparados para esse estudo. Cada implante foi utilizado nove vezes, portanto, o total de implantes instalados foi de cinquenta e quatro nesse experimento. Depois de cada remoção do implante, era lavado com água corrente e reutilizado em uma próxima instalação. Dois tipos de ossos derivados da costela do porco foram preparados para esse experimento. Tipo 1: Osso coletado da parte distal da costela do porco, com osso cortical espesso e denso osso medular. Tipo 2: Foi coletado da porção proximal, com menos cortical e com osso medular frouxo em comparação com a região distal. Os ossos foram serrados para obter cerca de 4-5 cm de comprimento e as partes superiores das porções corticais foram aparadas e afastadas, de forma que apenas a parte medular do osso estivesse em contato com os implantes. Nove espécimes de osso foram feitos a partir de cada tipo de osso, com nove costelas de porco. Para cada amostra de osso, três implantes foram instalados de três diferentes métodos; 1) Método de compactação; 2) Parafusos auto rosqueantes; 3) Área preparada. Para se livrar da influência da região do osso, no valor do ISQ, cada implante com uma

diferente técnica de inserção foi colocado no meio por três vezes e nas extremidades, seis vezes para cada tipo de osso. Imediatamente após a instalação dos três implantes que foram instalados diferentemente em cada amostra de osso, a AFR foi realizada utilizando o Osstell® (Göteborg, Suécia). O transdutor foi firmemente conectado ao implante com a chave manual e o valor do ISQ foi tomado em duas diferentes orientações, perpendicular ao longo eixo da amostra do osso. O presente estudo mostrou que tanto a qualidade óssea, como a técnica cirúrgica tiveram influência na estabilidade primária do implante. Além disso, confirmou-se que a qualidade óssea diretamente ligada ao implante, está ligada diretamente à AFR. Em cada três diferentes grupos de técnica cirúrgica, o valor do ISQ foi mais alto no osso tipo 1 do que no osso tipo 2. Em todos os tipos ósseos, o grupo da compactação, apresentou um ISQ mais alto que os outros grupos.

2.4 - Comparação entre formas de mensuração

Friberg et al. (1999) propuseram estudar o torque de inserção e a análise de ressonância no momento da instalação do implante em maxilas edêntulas, bem como avaliar se existe alguma correlação entre esses métodos de aferição. Para acompanhar possíveis mudanças na estabilidade do implante ao longo do tempo, análises de frequência de ressonância foram realizadas em mais duas ocasiões: no final do período da cicatrização e um ano após a instalação do implante. A amostra foi composta por nove pacientes tratados com implantes em maxilas edêntulas. Para a avaliação da densidade óssea foi utilizada a classificação de Lekholm e Zarb através de radiografias pré-operatórias e no momento da perfuração do leito. No total, sessenta e um implantes foram instalados (Brånemark, System) sendo que quarenta e nove foram MKII. Todos os implantes foram instalados com dois estágios cirúrgicos. Devido ao padrão mole do osso, a broca perfil proposta pelo fabricante raramente foi utilizada, tanto para implantes

convencionais como para implantes de diâmetros mais largos. O período entre a cicatrização do implante e a instalação do intermediário, foi estendido de seis para oito meses. As barras foram confeccionadas em ouro e os dentes foram de resina acrílica. Avaliações clínicas e radiográficas foram realizadas um ano após a reabertura dos implantes. Um instrumento eletrônico (Nobel Biocare, Zürich-Flughafen, Suíça), foi utilizado para mensurar o torque durante a instalação do implante MKII. O instrumento foi conectado ao Torque Control TM (Nobel Biocare, Zürich-Flughafen, Suíça) e o torque foi gravado na memória do cartão durante todo o período para os quarenta e nove implantes. Esses foram distribuídos de forma que dezesseis fossem incisivos, dezesseis caninos e dezessete pré-molares. O torque acumulativo foi apresentado e então, feita uma média sobre eles. Os outros doze implantes foram de outro formato e apresentavam diâmetros de (4 e 5 mm) e foram escolhidos pelo cirurgião, devido a anatomia da maxila. Esses implantes não foram expostos à mensuração de torque pela sua distribuição. Depois da instalação do implante, intermediários de 4 mm foram instalados no implante. No topo do intermediário, um transdutor foi anexado através de um parafuso, de acordo com o procedimento descrito por Meredith. O transdutor tinha uma orientação perpendicular à crista alveolar e sua parte na vertical do feixe foi colocada na face palatal. O transdutor foi excitado através de ondas sinusoidais, acima de 15 Hz. A AFR foi calculada através do sinal. Dois implantes MKII falharam na cirurgia de reabertura do implante. Intermediários cônicos e angulados, não adaptaram no transdutor e não foi considerado viável trocá-los para a tomada da AFR, sendo excluídos da amostra. O torque cumulativo foi apresentado com a média para a crista superior, para o terço apical inferior do implante e também um valor global para o local. A maior correlação foi encontrada quando comparados os valores do torque da porção superior da crista com os valores de AFR do implante. Quando a AFR foi repetida na

fase da reabertura do implante, não foram encontradas diferenças significativas para qualquer um dos grupos. Concluíram que a variação da densidade óssea pode ser identificada durante a instalação do implante com o uso do torque e AFR e que um aumento da estabilidade ao longo do tempo, foi claramente encontrado em áreas de baixa densidade através da AFR. Consequentemente, um período de cicatrização pode ser sugerido para implantes colocados em áreas de baixa densidade.

Cunha et al. (2004) objetivaram nesse estudo comparar dois métodos de verificação de estabilidade primária, através da AFR e torque de inserção e dois tipos de implantes, *Standard Brånemark System* implantes e *TiUnite*. Doze pacientes foram selecionados, com a idade média de trinta e cinco anos. Todos apresentaram perda de incisivo lateral superior ou pré-molar. Uma radiografia periapical inicial foi realizada, para checar a altura óssea presente para a instalação do implante. A espessura óssea foi determinada através de paquímetro, instrumento utilizado para medir espessura de objetos finos, bem como placas ósseas e membranas. Cada paciente recebeu um implante standard 3,75 x 13 mm na esquerda ou direita, escolhido aleatoriamente e um implante *TiUnite* do mesmo tamanho do outro lado. Esse tamanho do implante foi escolhido previamente, a partir da radiografia periapical, avaliando espessura e largura óssea. Todos os implantes foram instalados, seguindo o protocolo de um estágio cirúrgico. Todos os pacientes possuíam uma densidade óssea similar (osso tipo II e III) em todos os locais da instalação. Um instrumento eletrônico foi utilizado para medir o torque de inserção dos implantes instalados, *Osseocare*[®], e esse foi calibrado para que um torque excessivo não fosse obtido, o torque programado foi de 20 a 50 N.cm. O ISQ foi verificado logo após a instalação do implante. O transdutor foi diretamente conectado no implante, um de cada vez, permanecendo no topo do implante, perpendicular à crista alveolar, usando um parafuso adaptado com 10 N.cm. Os

resultados mostraram que existe uma correlação significativa entre os torques inserção para T1 (terço apical), T2 (terço médio) e T3 (terço cervical) e TiUnite. As correlações lineares de torque de inserção para os diferentes tipos de implantes não obtiveram correlação. Esta diferença pode ser considerada uma indicação de que os dois tipos de implantes apresentaram diferentes ISQ e valores de torque de inserção. Os valores médios de torque e número médio de voltas para os dois tipos de implantes diferiram significativamente ($p \leq 0,01$). A média do ISQ e média dos valores dos torques entre os dois grupos de implantes também diferiram significativamente ($p \leq 0,05$). A média entre de torque entre T2 e T3 não apresentaram diferença significativa. Concluíram que a estabilidade mostrou-se mais alta para os implantes Standard. Os valores médios para o torque de resistência mostraram-se mais altos para os implantes Standard do que os TiUnite. O desenho do implante parece influenciar na estabilidade primária e no torque de inserção.

De Smet et al. (2007) realizaram um estudo prospectivo em mandíbulas edêntulas para avaliar as taxas de perda e sucesso dos implantes através da frequência de ressonância. Incluíram na amostra pacientes que haviam removido os dentes no período mínimo de três meses, quantidade óssea suficiente para instalar implantes de no mínimo 3,75 x 13 mm e desconforto com suas próteses totais. Foram selecionados vinte pacientes divididos em dois grupos. O grupo I foi reabilitado com *overdenture* retidas por 2 “*ball attachments*”, essas próteses foram instalados quatro meses após a colocação do implante. O grupo II foi reabilitado com próteses totais no pré-operatório, receberam os mesmos tipos de implante que os do grupo I, no entanto, com apenas um estágio cirúrgico. Os intermediários foram imediatamente instalados e as próteses foram instaladas após uma semana juntamente com a remoção de sutura. A seleção para este último grupo avaliado foi minuciosa e os critérios de inclusão foram mais específicos,

pois deveriam obter uma quantidade óssea adequada para a instalação de três implantes (Brånemark Novum) que possuísem uma distribuição geométrica adequada e a adaptação do guia pré-fabricado. Todos os pacientes foram acompanhados durante um ano, metade deles foram acompanhados por dois anos. Utilizaram como métodos de avaliação para este ensaio, critérios clínicos como o monitoramento da oclusão, o nível do pilar da prótese, e a estabilidade do implante. A estabilidade foi verificada através do Periotest[®] (Modautal/Alemanha) no momento da instalação e durante todo o período de acompanhamento. Já nos métodos radiográficos, incluíram análise tomográfica para verificar o nível de remodelação óssea marginal. No grupo 1, seis meses após a instalação da prótese, dois implantes em um mesmo paciente, apresentaram perda óssea marginal significativa e foram removidos. No grupo 2, um paciente com qualidade óssea tipo IV foi tratado, não houve complicações cirúrgicas, três pacientes não apresentaram boa cicatrização tecidual, não sendo possível a reabilitação em uma semana, e sim, em duas semanas. Um mês depois a carga imediata, dois implantes em um mesmo paciente foram perdidos, esse paciente foi um dos que inicialmente receberam a classificação óssea tipo IV. Já no grupo 3, cinco meses após a instalação da prótese, um paciente apresentou a prótese com a base móvel na avaliação clínica o implante distal estava com mobilidade. Concluíram que de acordo com este estudo clínico prospectivo, os resultados obtidos com os implantes de carga imediata foram similares aos carregados tardiamente. Devido à pequena amostra de trinta pacientes, não foi possível estabelecer quais os motivos que mais influenciam para as perdas do implante como qualidade óssea, hábitos parafuncionais, tabagismo e condições sistêmicas ou a união de todos esses fatores. No entanto, nota-se que os implantes distais estão em maior risco de falha no protocolo de carga imediata.

Park et al. (2009) avaliaram a estabilidade inicial em vários tipos de implante com desenhos diferenciados, metade deles foram ancorados na parede cortical inferior (grupo 1) e a outra metade não foram ancorados em parede cortical (grupo 2), comparando a AFR (ISQ) e o torque de remoção (RTV). Seis diferentes modelos de implante com 10 mm de altura foram selecionados e instalados. A fim de simular a parede inferior do seio do osso tipo IV, um osso cortical da lateral da costela suína foi removido. Seis implantes diferentes foram instalados, no mesmo bloco de osso, segundo as recomendações do fabricante. Um total de vinte blocos de ossos foi feito para cada sistema de implantes. No grupo 1, a altura do osso era de 10 mm e as fixações foram instaladas com pressão em osso cortical. As fixações do grupo 2, foram instaladas sem pressão, na parede inferior e a altura dos blocos era de 13 mm. A estabilidade inicial foi medida através da AFR (ISQ) com o Osstell[®] Mentor (Göteborg, Suécia), no momento da instalação do implante. Os valores do ISQ foram mensurados paralelos e perpendiculares ao osso. Os valores do ISQ para cada fixação foram tomados e a média de valores foi realizada entre as duas orientações. No grupo 1, não houve diferença significativa entre as medidas de ISQ e RTV, já no grupo 2, houve diferença significativa das medidas de ISQ e RTV entre os seis tipos de implantes ($P < 0,05$). Concluíram que com ancoragem na parede cortical ou sem, a estabilidade de todos os implantes foi afetada pelo desenho e sempre, em qualidades pobres de osso, uma subinstrumentação deve ser realizada.

Turkyilmaz e McGlumphy (2008) pesquisaram as possíveis correlações existentes da densidade óssea, com a tomografia computadorizada (CT) e os parâmetros de estabilidade do implante, incluindo torque de inserção e AFR com o Osstell[®](Göteborg, Suécia). Foram avaliados cento e onze prontuários de pacientes reabilitados com trezentos implantes, sendo que cem estavam localizados na mandíbula

anterior, sessenta na mandíbula posterior, setenta na maxila posterior e setenta na maxila anterior. Antes da tomografia computadorizada, foi fabricado um guia em acrílico, com hastes de metal e com marcação em milímetros, o qual foi posicionado ao centro da ausência dos elementos dentários. No momento cirúrgico, os sítios cirúrgicos foram preparados e os implantes (Brånemark) instalados. Após a instalação dos implantes, foi feita a AFR com o Osstell[®] (Göteborg, Suécia). O valor do torque para os implantes instalados variou entre 20,32 e 45 N.cm. Para implantes convencionais, foi feito um acompanhamento de três ou seis meses após a instalação dos implantes. Já para carga imediata este acompanhamento foi de uma, seis e oito semanas após a instalação dos implantes. A AFR foi feita no momento da instalação do implante, seis meses e doze meses após a instalação do implante, sendo que em seis e doze meses, foram removidas as próteses e os intermediários e a AFR foi feita no implante. A estabilidade pode ser medida pela frequência em Hz (5 a 10) e em ISQ, quociente de estabilidade do implante (0-100). Obtiveram como resultado que dos trezentos implantes instalados, vinte foram perdidos, resultado em uma taxa de perda de 6,7% em três anos. Concluíram, portanto, que a tomografia computadorizada é um método eficaz para determinar a densidade óssea antes da instalação dos implantes e correlações significativas foram encontradas entre a qualidade óssea e parâmetros que indicam a estabilidade primária, podendo alterar o planejamento.

Bardyn et al. (2009) monitoraram a osseointegração do implante através da AFR. Dez blocos de poliuretano foram utilizados na amostra, sendo que cinco deles foram utilizados para o torque de remoção e AFR e cinco para testes de compressão axial. Foram inseridos implantes de 3,3 X 12 mm e seguidos pela mensuração da estabilidade primária por AFR. Os blocos ósseos foram compostos por duas diferentes densidades, sendo que a camada mais superior era composta de uma porção mais

cortical e a inferior menos corticais para representar a medular, e assim, diferentes disposições ósseas foram distribuídas, resultando em oito combinações diferentes. A AFR foi realizada em todos os sentidos do implante, mantendo sempre uma angulação de 90 graus, e então, uma média foi realizada com esses valores para ser utilizada na análise. Essa mensuração não mostrou correlação entre os três métodos, no entanto, havia uma correlação significativa entre o torque de remoção e cargas axiais. Para todos os casos, um aumento na densidade do osso medular, aumentou a estabilidade do implante, no entanto um aumento na densidade da cortical, teve influência significativa apenas para a AFR. A média do desvio padrão de cada série de cinco medições apresentaram valores de 1,5 ISQ (2,0%), 5,9 Nmm (11,8%) e 354,6 N (10,3%) para AFR, torque de remoção e testes axial, respectivamente. Assim, AFR foi a medida de estabilidade mais reprodutível. Por outro lado, AFR mostrou a menor diferença nos resultados. Concluíram que vários métodos para a avaliação da estabilidade primária são sensíveis a diferentes qualidades ósseas. A AFR foi o único método sensível tanto a densidade óssea como a espessura da cortical, já o torque de remoção e as forças axiais aplicadas são mais sensíveis no osso medular, explicando que há discordância entre os métodos testados e que não existe um método padrão para a avaliação da estabilidade primária.

Oh et al. (2009) objetivaram avaliar a precisão dos aparelhos Periotest[®] (Modautal/Alemanha), e Osstell[®] (Göteborg, Suécia) como instrumentos de análise não invasivos. O valor do Periotest[®] (Modautal/Alemanha), (PTV), foi comparado com o valor do ISQ, para determinar a aplicabilidade dessas medidas em clínica e obter índices de estabilidade dos implantes. A amostra foi realizada com quatro cães. No momento da cirurgia foram extraídos bilateralmente os primeiros molares e os pré-molares, tanto na mandíbula quanto na maxila. Quatro semanas após a extração dos dentes, a implantação

foi realizada no lado direito, tanto superior como inferior. Sete semanas após a extração dos dentes, o mesmo procedimento foi realizado no lado esquerdo dos cães, completando assim, seis implantes por lado, e doze implantes por animal. Imediatamente após a instalação dos implantes, três e seis meses a estabilidade dos mesmos foi testada através do Periotest[®] (Modautal/Alemanha), e do Osstell Mentor[®] (Göteborg, Suécia). A capacidade de amortecimento dos implantes foi medida através do Periotest[®] (Modautal/Alemanha), que podem variar de -8 a +50. O cicatrizador foi instalado, e o Periotest[®] (Modautal/Alemanha), foi posicionado perpendicularmente ao implante, as medidas foram tomadas, acima da crista alveolar no cicatrizador. Foram feitas três medidas em cada implante. Da mesma forma, a medida do Osstell[®] (Göteborg, Suécia) foi realizada logo após a instalação do implante, três e seis meses depois. O “*Smartpeg*” foi colocado dentro do corpo do implante, e através de ondas magnéticas entre o “*Smartpeg*” e o Osstell[®] (Göteborg, Suécia), foi obtido um valor. Essa medida foi realizada três vezes em cada implante, para definir o valor final do ISQ. Além disso, o “*Smartpeg*” foi substituído a cada dez mensurações, para garantir fidelidade no resultado. Entre três e seis semanas após a instalação do implante, quatro cachorros morreram. A partir desse estudo, concluíram que existe uma correlação entre os dados obtidos pelo Periotest[®] (Modautal/Alemanha) e pelo Osstell Mentor[®] (Göteborg, Suécia). Além disso, os dois métodos possuem uma correlação com o grau de osseointegração do implante, e conseqüentemente da estabilidade.

Cehreli et al. (2009) fizeram uma meta-análise através do Pubmed, EMBASE, OVID, The Cochrane Library databases, e dez jornais de pesquisa manual para avaliar a correlação entre o Periotest[®] (Modautal/Alemanha), torque de inserção e torque de remoção do implante, com as medições de AFR. Realizaram uma pesquisa combinada de implante dentário, estabilidade primária, AFR, torque de remoção, análise de

vibração, torque, Periotest[®] (Modautal/Alemanha), sendo que o critério de inclusão e exclusão dependeu dos aspectos sociais específicos dos artigos entre 1998 e 2008. Avaliaram os valores de P e revelaram que uma correlação entre a redução de torque ou torque de inserção e AFR foi significativa (seis estudos, $p= 0,0022$). A correlação entre Periotest[®] e torque de corte ou de inserção foi significativa (um estudo, $p= 0,015$), e as correlações entre a AFR e torque reverso (um estudo, $p= 0,319$, $r= 0,405$) e Periotest[®] (Modautal/Alemanha) e AFR ($p= 0,28$) foram insignificantes. Nove artigos forneceram os valores de r, e torque de remoção, inserção e frequência de ressonância. Descreveram que a análise mostrou uma relação estatisticamente significativa e direta de 55,4% ($p= 0,000$). Um estudo previu um valor de $r= 0,149$. Uma relação estatisticamente significativa foi encontrada entre o torque de inserção e o torque inverso de 87,6% (2 estudos, $p=0,000$). Concluíram que a meta-análise de 47 mostrou uma correlação estatisticamente significativa entre o torque de remoção ou inserção do implante e a frequência de ressonância.

Degidi, Daprile e Piattelli (2010) avaliaram a diferença entre a percepção do cirurgião no torque de inserção e o valor real obtido e os valores da AFR no momento da cirurgia. Foram selecionados cento e cinquenta e dois pacientes que receberam quinhentos e quatorze implantes, sendo que após a instalação desses implantes, os cirurgiões foram convidados sugerir os prováveis valores da AFR e para quatrocentos e oitenta e três implantes, o valor do torque de inserção. Os valores reais foram medidos e agrupados em baixo ISQ (0- 50), médio ISQ (51-70) e alto ISQ (71-100), já para os valores de torque de inserção foram divididos para inserção baixa (0 a 25 N.cm), inserção média (26 a 50 N.cm) e alta inserção (51 a 70 N.cm). A média de percepção da AFR (pRFA) foi $72,2 \pm 9,8$ ISQ, com uma faixa de 26 a 90. A AFR média real (ARFA) foi de $73,5 \pm 10,2$ ISQ, com um alcance de 35-94. Esta diferença foi estatisticamente

significativa ($p= 0,01$). A percepção do torque de inserção (PIT) foi de $39,1 \pm 20,1$ Ncm, com uma escala 5-90. A média real do torque de inserção (AIT) foi de $39,9 \pm 20,7$ Ncm, com uma faixa de 4-71. A diferença não foi estatisticamente significativa. Concluíram que a estabilidade primária é geralmente subestimada, principalmente quando os valores de ISQ e torque de inserção são baixos. A precisão da estabilidade primária, não é o suficiente para evitar erros na carga imediata, portanto, fazem-se necessárias medidas mais objetivas dessa estabilidade.

Degidi et al. (2010) avaliaram a correlação existente entre AFR e a porcentagem do contato osso-implante (MBIC), depois de quatro ou oito semanas. Foram instalados dezesseis implantes (cinco o diâmetro e altura de 3,5 x 8 mm; nove com o diâmetro e altura de 3,8 x 8 mm e dois com 4,1 x 6 mm), seis deles receberam carga imediata e os outros seis ficaram submersos por um período de quatro semanas, dois por seis semanas, um por sete semanas e cinco por oito semanas, sendo avaliados pelo Ostell[®] logo após a instalação. Uma trefina de 5 mm foi realizada para a análise histológica do material. O transdutor ficou perpendicular à crista alveolar, sendo que foram realizadas três medidas para cada implante. A média dos valores do ISQ e do MBIC dos doze implantes foi avaliada pelo teste de Friedman e Spearman, não encontrando correlação significativa entre a AFR e a porcentagem do contato osso-implante mineralizado ($p < 0,5502$). Todos os implantes estavam osseointegrados e radiograficamente não foram detectadas grandes perdas ósseas ao redor do implante. O valor do ISQ variou de 63 a 85 e o MBIC foi de 42% a 96%. Concluíram que a relação entre a estrutura óssea e a AFR não é bem compreendida. Entretanto, a estabilidade primária pode ser influenciada, não apenas pela densidade óssea e pelo volume ósseo, mas pelo diâmetro dos implantes.

Lachmann et al. (2011) investigaram a influência da geometria do implante na estabilidade primária e na perda óssea peri-implantar em um modelo *in vitro* utilizando o Periotest[®] (Modautal/Alemanha) e o Osstell[®] (Göteborg, Suécia). Diferentes implantes dentários foram testados em modelos ósseos bovinos para checar a estabilidade primária e para a estabilidade secundária, blocos de resina acrílica. Dois tipos de implantes disponíveis comercialmente foram utilizados no experimento. Um dos modelos de implante era cilíndrico do modelo Standart Brånemark, com diâmetro de 3,75 e comprimentos de 11, 13, 15 ou 18 mm. Experimentos com o bloco animal serviram para mensurar a estabilidade primária do implante diretamente depois a inserção no osso. Dois implantes de cada fabricante foram instalados por bloco em ordens alternadas. Blocos de resina acrílica foram confeccionados para simular a etapa da osseointegração, implantes foram instalados de acordo com o fabricante. Resina acrílica incolor foi utilizada, para detectar bolhas que estivessem presentes entre as roscas do implante. O material de resina acrílica foi vertido em um molde, no qual quatro implantes já estavam fixados. Os blocos ficaram tomando presa sobre pressão por três horas. E foram realizados os experimentos sobre o mesmo 24 horas após a confecção do bloco. Foram criados defeitos ósseos ao redor do implante, com uma trefina, que combinava com o diâmetro do implante. Irrigação foi utilizada em todos os casos e a velocidade do motor não ultrapassou 500 rpm. Cada etapa da profundidade do defeito foi verificada cuidadosamente com a sonda, os restos de resina acrílica que estavam perto do implante foram removidos, e as medidas foram realizadas, continuou-se a perfuração até que o defeito atingisse 9mm de profundidade. O ISQ foi aferido através do Osstell[®] (Göteborg, Suécia) diretamente na cabeça do implante. Para a mensuração com o Periotest[®] (Modautal/Alemanha), uma bola macho foi anexada ao implante para obter um ponto de contato real e reprodutível ao bater o pistilo do instrumento. Todos os

parafusos foram apertados com uma força de 10 N.cm. Os fatores predominantes que influenciam a estabilidade do implante foram a qualidade óssea e a perda de inserção. O tipo de implante e comprimento do mesmo exerce alguma influência na estabilidade do implante, enquanto as variações de diâmetro do implante produzem pequenas alterações nas medidas. O resultado desse estudo mostrou claramente que a estabilidade do implante depende de fatores ambientais, como a qualidade óssea e a geometria do implante. Não se recomenda o uso do Periotest[®] (Modautal/Alemanha) e Osstell[®] (Göteborg, Suécia) como métodos comparativos de estabilidade, mas podem ser utilizados de maneira individual para monitorar o estado dos implantes a longo prazo.

Markovic et al. (2011) objetivaram investigar através da AFR, a estabilidade dos implantes instalados no protocolo de carga imediata, pela técnica de osteotomia do seio maxilar em área posterior da maxila. Todos os implantes possuíam uma superfície de tratamento jateada por ácido. Pacientes que necessitavam de reabilitação de pré-molares e molares maxilares foram incluídos no estudo. O quociente de estabilidade do implante (ISQ) era 45 no momento da cirurgia. O torque de inserção era 25 N.cm e o valor do ISQ no mínimo 65, seis semanas após a instalação do implante. A altura do osso residual foi mensurada através de radiografias panorâmicas, que foram feitas no pré-operatório, no momento da carga e um ano após a instalação do implante. Duas medidas foram feitas no momento da instalação do implante: uma no nível da crista alveolar e outra no ponto cerca de 7 mm cranialmente. Implantes *SLActive* (4,1 X 10 mm, Straumann[®]) foram usados em todos os pacientes. A preparação da loja foi realizada até a broca 1,5 coronal para o seio maxilar. Um osteótomo de 3,5 mm (Straumann[®]) foi utilizado para que não houvesse perfuração da mucosa. Os implantes foram instalados sem o “tap”, e nenhum material de enxertia foi utilizado. Em uma velocidade de 15 rpm, e um torque de 25 N.cm os implantes foram instalados. A AFR foi realizada e a

resultado dado em ISQ. A estabilidade dos implantes foi mensurada por seis semanas. O uso do Osstell[®] Mentor (Göteborg, Suécia) e um “*Smartpeg*” foi adaptado ao implante. O transdutor foi deixado perpendicular ao implante e o parafuso foi rosqueado no corpo do implante, como manda o fabricante. Cada medida foi repetida até que o mesmo valor fosse obtido. Um ISQ 65 ou maior que isso, indica que a estabilidade do implante é suficiente para que o mesmo seja submetido à carga. No período final de observação da estabilidade dos implantes, implantes com ISQ acima de 65 e tecido boa qualidade gengival foram carregados. Intermediários foram conectados com um torque de 35 N.cm, e as próteses provisórias foram instaladas. Os pacientes foram acompanhados por dois anos após a instalação do implante. Vinte e sete pacientes participaram do estudo, sendo que foram instalados quarenta e dois implantes. Desses, no momento da instalação do implante, dois implantes tiveram o torque em torno de 25 N.cm e o ISQ 35 e 40 respectivamente. Esses implantes permaneceram submersos por seis meses. No mínimo quarenta implantes mostraram estabilidade satisfatória seis semanas após a instalação do implante e foram carregados no momento da instalação do mesmo. O mínimo dos valores do ISQ no momento da instalação foi de 40 e o máximo de 75. Seis semanas após os valores do ISQ, variaram de 64 a 78. O máximo valor do ISQ foi encontrado para implantes instalados na região de segundo pré-molar e o mais baixo na região de primeiro molar. Não houve diferença estatística significativa na estabilidade primária entre implantes instalados no primeiro e segundo pré-molar. Seis semanas após a instalação do implante, a média do valor do ISQ foi maior que 66 para todos os implantes. Por conseguinte, todos os implantes submetidos à carga imediata, não mostraram nenhum sinal patológico que pudessem ser detectados clinicamente ou radiograficamente, dois anos depois de função. Concluíram quando colocados com

osteotomia do seio maxilar, pode ser indicado para o protocolo da carga imediata e a estabilidade pode ser confirmada através da AFR.

Schinitman e Hwang (2011) avaliaram a densidade óssea, mensurado através da tomografia computadorizada, estabilidade do implante através do torque de inserção durante o momento da instalação do implante (IT), valor do Periotest[®] (Modautal/Alemanha) (PTV), e AFR (ISQ), para determinar o sucesso para a carga imediata. Analisaram uma série de pacientes tratados entre setembro de 1999 e novembro de 2003, que necessitavam de carga imediata em áreas anteriores da maxila e mandíbula. Todos os pacientes apresentavam boas condições de saúde, e os implantes instalados pelo menos por cinco anos. De duzentos e cinquenta e dois pacientes, dezoito encontravam-se dentro dos critérios de inclusão e receberam cinquenta e oito implantes, com carga imediata, deixando exposto um cicatrizador ou um parafuso de cobertura, segundo os dados do momento da cirurgia. Um total de cinquenta e oito implantes foram instalados pelo mesmo operador e eram cilíndricos, quarenta e nove eram hexágono externo, seis eram superfície tratada, hexágono externo e três eram (SLA Standard Plus, Straumann[®]). As lojas foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante, exceto para ossos tipos III e IV, que foram subinstrumentados. Um mínimo de *countersink* foi realizado. A estabilidade inicial dos implantes, foi mensurada através do torque de inserção, o Periotest[®] (Modautal/Alemanha) em torno de 4 mm da plataforma do implante, e AFR. Dezoito pacientes foram avaliados e receberam cinquenta e oito implantes e foram acompanhados por no mínimo cinco anos. Cinquenta e um implantes haviam osseointegrado de quatro a seis meses, e sete implantes falharam até seis meses, tendo uma taxa de sobrevivência de 88%. Com os resultados do torque de inserção, os implantes foram divididos em três grupos. Oito implantes em três pacientes receberam carga imediata com três fixações esplintadas e uma prótese

provisória instalada. Sete desses implantes obtiveram sucesso, um falhou no período de osseointegração. Essa falha ocorreu na área anterior da maxila, com o resultado da mobilidade (PTV= 11) durante o período de integração. Dez implantes foram reabertos, e todos obtiveram sucesso. Quarenta implantes ficaram submersos e seis desses falharam. Das seis falhas que ocorreram no grupo de implantes submersos, cinco eram em região posterior de maxila e um em região anterior da maxila. No que diz respeito a medidas durante a cirurgia, a média do torque de inserção no grupo da carga imediata foi de 44 N.cm para implantes com sucesso e 40 N.cm para implantes que falharam. No grupo dos implantes submersos, a média do torque de inserção foi de 24 N.cm para implantes que obtiveram sucesso e 20 N.cm para implantes que falharam. A diferença não foi significativa estatisticamente ($p= 3031$). Entretanto, a média do Periotest[®] (Modautal/Alemanha) para implantes em carga foi de -4,6 para implantes com sucesso, e -2 para implantes que obtiveram falha, obtendo uma diferença significativa estatisticamente de ($p= 0013$). A AFR obteve a média de 70 para implantes que obtiveram sucesso no grupo da carga imediata, e para o grupo que os implantes ficaram submersos, 63 para os implantes que obtiveram sucesso e 61 para os implantes que falharam. O coeficiente de correlação entre as mensurações de IT e PTV ($R= 64$ e $P < 0001$), IT e ISQ ($R= 59$ e $P 0086$), PTV e ISQ ($R=78$ e $p <0001$). E concluíram que apesar das limitações do estudo, medidas objetivas da densidade óssea por, CT, TI PTV e ISQ correlacionados entre si, pode fornecer um algoritmo útil para a tomada de decisões clínicas para a carga imediata. Das tecnologias aplicadas neste grupo de pacientes, PTV foi o indicador mais confiável com relação à falha de implantes para carga imediata.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

Esse estudo objetiva avaliar implantes instalados em área anterior de mandíbulas segundo a técnica que utiliza quatro implantes, sendo os dois últimos instalados em posição inclinada, utilizando dois diferentes tipos de implantes (HE e CM) em boca dividida.

3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste estudo são verificar se as diferentes junções (hexagonal externa e cônica interna) instaladas em diferentes posições (retos ou inclinados) influenciam:

- na correlação entre torque de inserção (N.cm) e AFR (ISQ) na mensuração da estabilidade primária;
- no índice de sucesso dos implantes após o período de quatro meses;
- na estabilidade secundária dos implantes (valor de ISQ).

4. Materiais e Métodos

4.1 Seleção da amostra

Foram incluídos no estudo doze pacientes que procuraram a Clínica Odontológica IMPPAR, desdentados totais com necessidade de reabilitação total, protocolo inferior e prótese total superior, de ambos os gêneros. A partir da aprovação do projeto apresentado ao Comitê de Ética da Universidade Estadual de Londrina, parecer número 3128-2011 com protocolo CEP/ UEL número 055/2011 e protocolo no CAAE número 0037.0.268.000-11 (Anexo 1), os pacientes foram submetidos à análise clínica e radiográfica acompanhada por exames laboratoriais (hemograma completo, glicemia, uréia e creatinina). Foram incluídos pacientes com boa saúde geral, não fumantes, com disponibilidade óssea, entre forames mentuais, para instalação de quatro implantes de, pelo menos, 10 mm de comprimento e diâmetro, de pelo menos, 3.75 mm. Não foram incluídos indivíduos fumantes, gestantes, usuários de drogas bisfosfonados, submetidos à quimioterapia nos últimos seis anos, diabéticos ou portadores de doenças incapacitantes em relação à higienização. Os pacientes foram orientados em relação à participação na pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2).

4.2 Preparo protético prévio

O preparo protético prévio foi realizado iniciando com a moldagem anatômica do arco superior e inferior utilizando técnica mista com utilização de silicone de condensação pesada (Speedex, Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil) nas áreas de fibromucosa rígida e alívio nas regiões de fibromucosa resiliente

com posterior refinamento das mesmas com alginato (Jeltrate, Dentsply, Petrópolis, Brasil), objetivando uma cópia fiel dos tecidos (Figura 1).

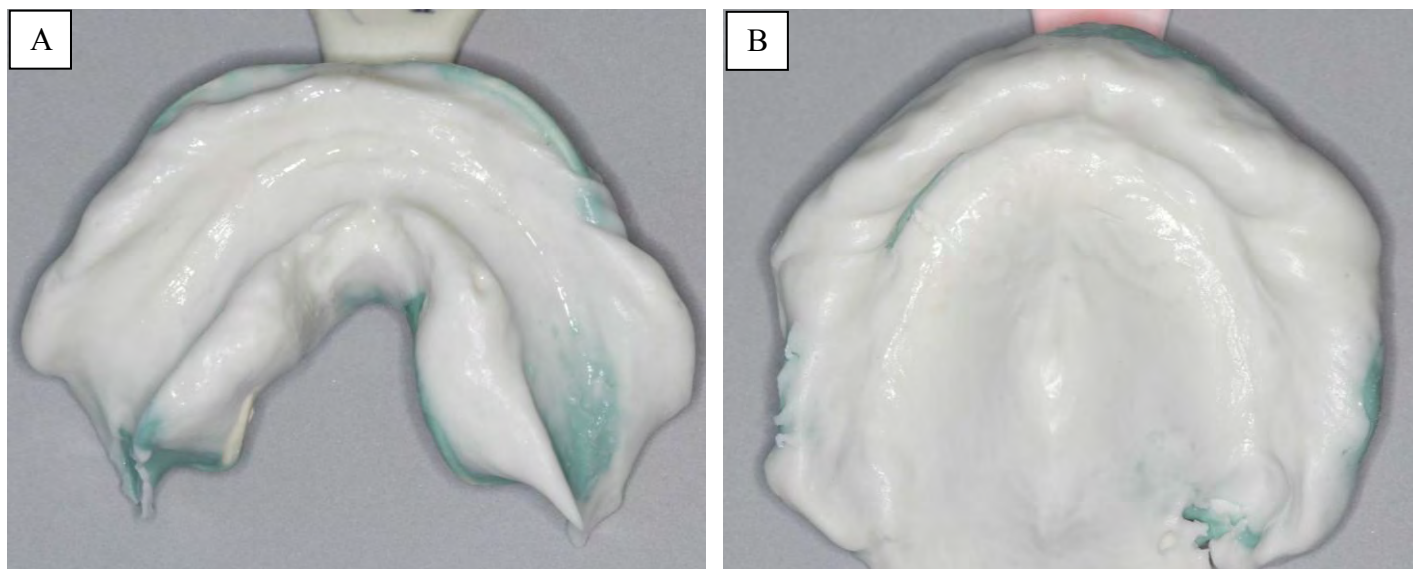


Figura 1-Moldes anatômicos. A- Arco inferior; B- Arco superior

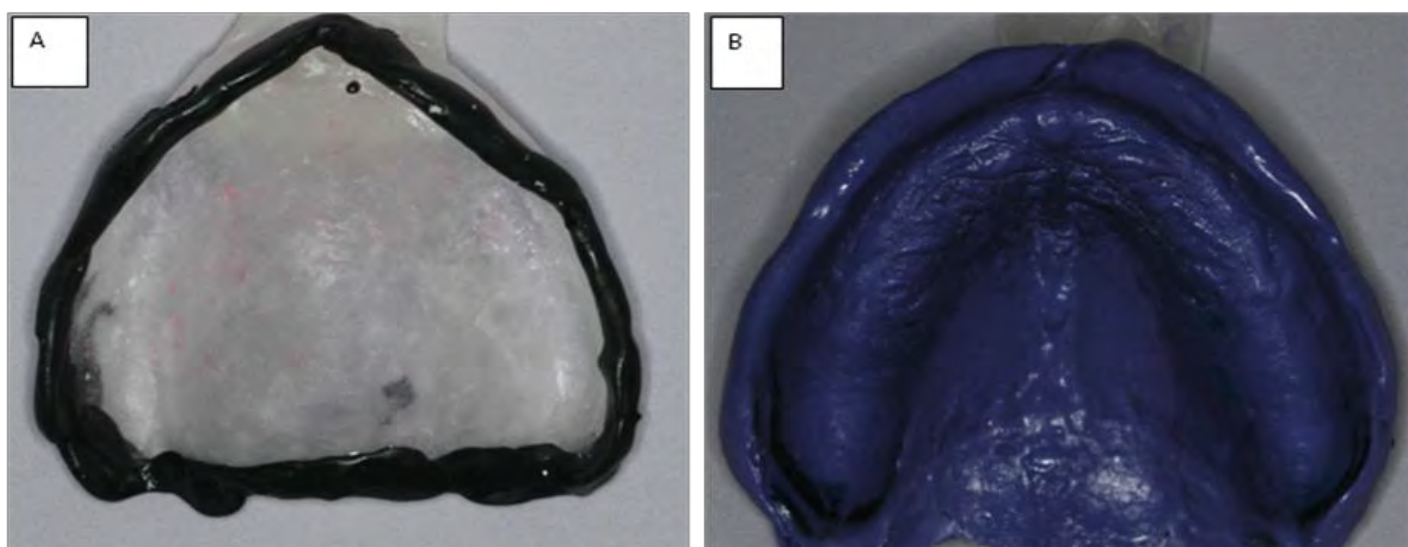


Figura 2-Maxila. A- Moldeira individual com selamento periférico. B- Molde obtido.

A moldeira individual foi obtida e a moldagem funcional foi efetuada. Após o ajuste clínico da moldeira, o selamento periférico com godiva de baixa fusão (KERR, EUA) (Figura 2A) e a moldagem com poliéter (Impregum Soft -3M, Seefeld, Alemanha) foram realizadas (Figura 2B) e geraram os modelos funcionais e sobre os quais se fez as bases de prova e planos de cera.

Os planos de cera foram ajustados na boca em relação ao suporte de lábio superior, comprimento, curva de *Spee* e corredor bucal. Para a obtenção da dimensão vertical de oclusão (DVO), o plano superior foi isolado com vaselina e o plano inferior plastificado. Foram levados em boca e o paciente foi orientado a engolir ao mesmo tempo em que era manipulado para que os côndilos estivessem na posição de relação central. Quando a altura do terço inferior de face pareceu estabelecida, outros métodos foram utilizados para certificação, como o método da plenitude facial e a confirmação dos espaços funcionais livres e de pronúncia. Após a determinação das relações intermaxilares, as linhas de referência foram demarcadas para escolha dos dentes artificiais (linha alta do sorriso, linha da largura da base do nariz e linha média). Para transferir os modelos para o articulador semiajustável (ASA) foram confeccionados três sulcos expulsivos em cada plano (Figura 3A) e aos mesmos foram interpostas porções de silicone pesada para o registro de mordida. Depois, uma outra porção foi levada no garfo do arco facial e o mesmo foi posicionado no plano superior. O arco facial foi então utilizado (Figura 3B).

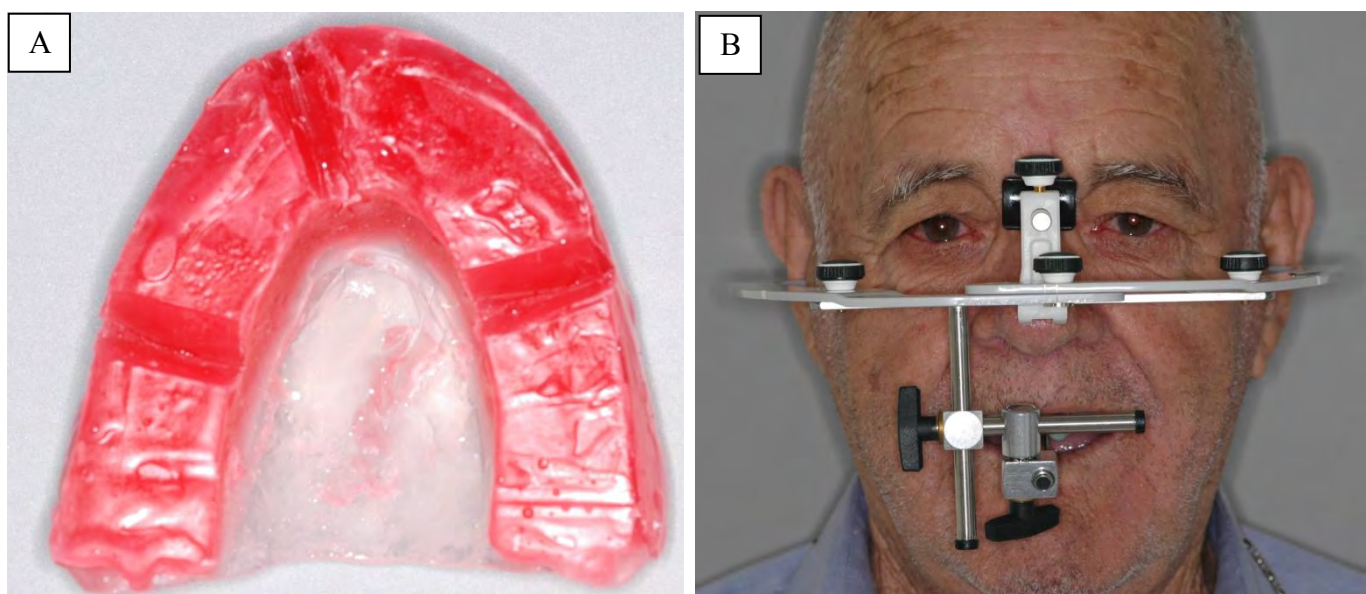


Figura 3-Plano de orientação após ajuste clínico. A- Triângulos de paredes expulsivas idealizados. B- Arco facial posicionado para transferência em ASA.

Os dentes artificiais foram selecionados a partir das linhas de referência demarcadas e os modelos foram montados em ASA (BioArt, São Carlos, Brasil), o que permitiu a montagem dos dentes artificiais.

Na prova funcional, os itens: relação cêntrica, dimensão vertical de oclusão, espaço funcional livre, plenitude facial, modelo dos dentes de estoque, cor, corredores bucais, suporte labial, visibilidade dental no repouso e no sorriso, assim como os demais fatores relacionados à reabilitação funcional foram conferidos (Figura 4).

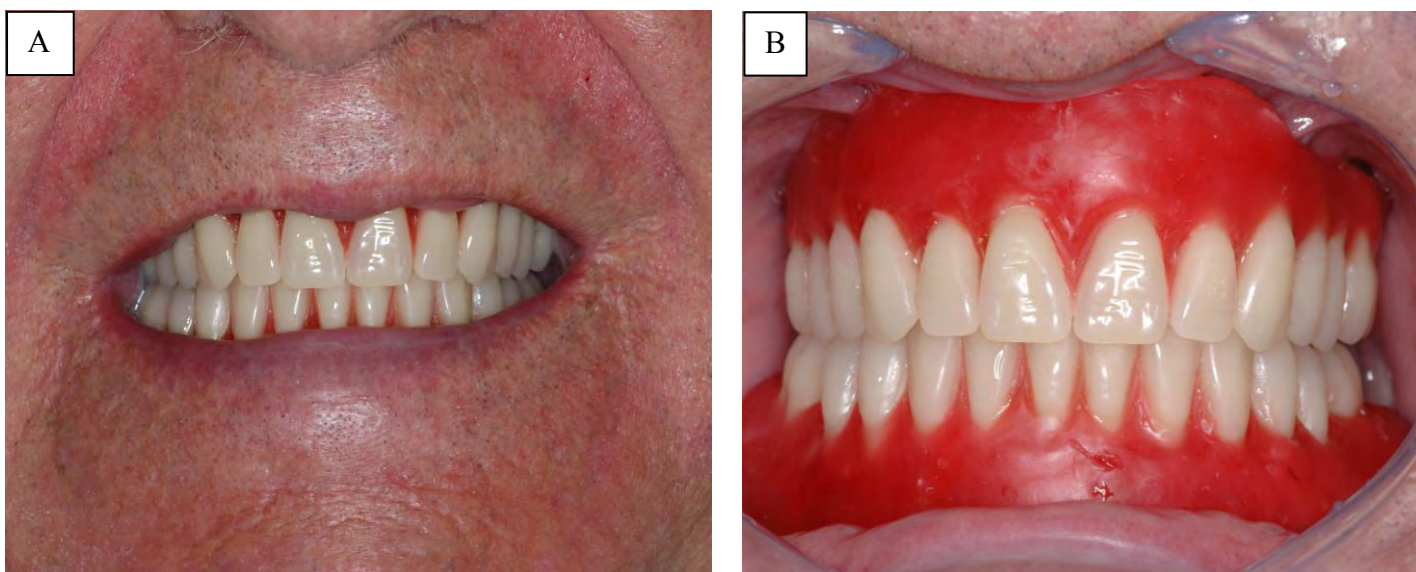


Figura 4-Aspectos da prova funcional clínica. A- Extra. B- intraoral.

Após a aprovação da montagem, a parte inferior da mesma foi duplicada obtendo-se o guia multifuncional. A prótese superior foi acrilizada (Figura 5). Os ajustes foram realizados no articulador e conferidos em boca.



Figura 5-Prótese superior acrilizada e guia multifuncional obtido pela duplicação da montagem.

4.3 Caracterização dos grupos

Foi determinado que o uso dos dois tipos de implantes (HE e CM) seria dividido por hemi arcada, colocando dois implantes de cada tipo em um dos lados (lado direito e lado esquerdo da boca). Esse método é denominado “boca dividida”. Um número igual de pacientes receberia cada desenho em cada um dos lados para que a amostra ficasse homogênea. A decisão a respeito do lado em que seria colocado cada desenho foi determinada por sorteio. Dessa forma, deveria ficar ao final seis pacientes com HE do lado esquerdo e seis com CM do lado esquerdo e a mesma coisa para o lado direito. Constituiu-se assim os grupos HE e CM.

Para avaliar o efeito do posicionamento cirúrgico, os implantes que foram posicionados inclinados receberam sempre a denominação do desenho (HE ou CM) seguido do número 1 e os retos seguidos do número 2 na ficha clínica. Com a junção dos dados foram formados os grupos: GIR (Implantes retos) e GII (Implantes inclinados).

4.4 Protocolo medicamentoso prévio e procedimento cirúrgico

O protocolo medicamentoso adotado foi 2g de amoxicilina uma hora antes do procedimento cirúrgico, já que nenhum paciente apresentava alergia a penicilina. Foi administrado Maleato de Midazolam 20 mg, trinta minutos antes do procedimento para controle de ansiedade. A antisepsia externa foi realizada com Dicluonato de Clorexidina 2%, e a interna com colutório de clorexidina 0,12%. A anestesia foi local, com anestésico tópico e Articaína 4%.

Em alguns pacientes, foi realizada osteotomia para a regularização do rebordo. Após o preparo do leito, as perfurações foram iniciadas com brocas cirúrgicas do Kit cirúrgico (Neodent, Curitiba, Brasil) segundo o planejamento que tinha sido feito para

cada caso em relação aos grupos. A distância mínima de 3,5 a 5 mm anterior a emergência do forame mental foi padronizada para instalação das fixações mais distais, as quais foram inclinadas para reforço do braço de resistência da configuração. A partir das perfurações mais distais, os locais dos outros implantes foram determinados.

No momento da instrumentação cirúrgica o alvéolo foi alargado gradativamente e de forma intermitente na velocidade de 1000 a 1500 rpm com irrigação contínua de soro fisiológico, para reduzir o aquecimento ósseo local. Foi realizada uma subinstrumentação, variando conforme a densidade óssea, com o objetivo de obter a estabilidade primária dos implantes, iniciando pela lança e brocas seguintes, até uma broca inferior ao diâmetro do implante. A profundidade da perfuração variou de 11 a 17 mm conforme a disponibilidade óssea em altura. A inclinação dos implantes foi determinada conforme o guia cirúrgico (Figura 6) e a posição ideal conforme a prótese superior.

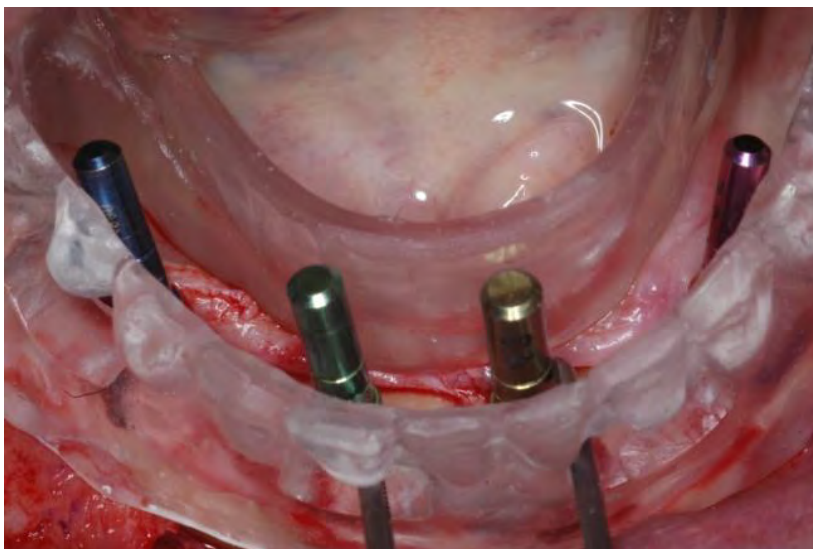


Figura 6-Paralelizadores em posição permitindo a confirmação das posições de perfurações.

A instalação dos implantes foi realizada em baixa rotação, sendo que o diâmetro dos mesmos variou de 3,75 a 5 mm, conforme a qualidade óssea. A finalização das instalações foi realizada com torquímetro cirúrgico (Neodent, Curitiba, Brasil), comprovando a estabilidade primária almejada e anotando-a em uma tabela. Os implantes Titamax TI (Neodent, Curitiba, Brasil) foram instalados procurando-se deixar o hexágono no nível da crista óssea, e os implantes Titamax cone-Morse (Neodent, Curitiba, Brasil) 2 mm abaixo do nível da crista óssea (subcrestais) (Figura 7).

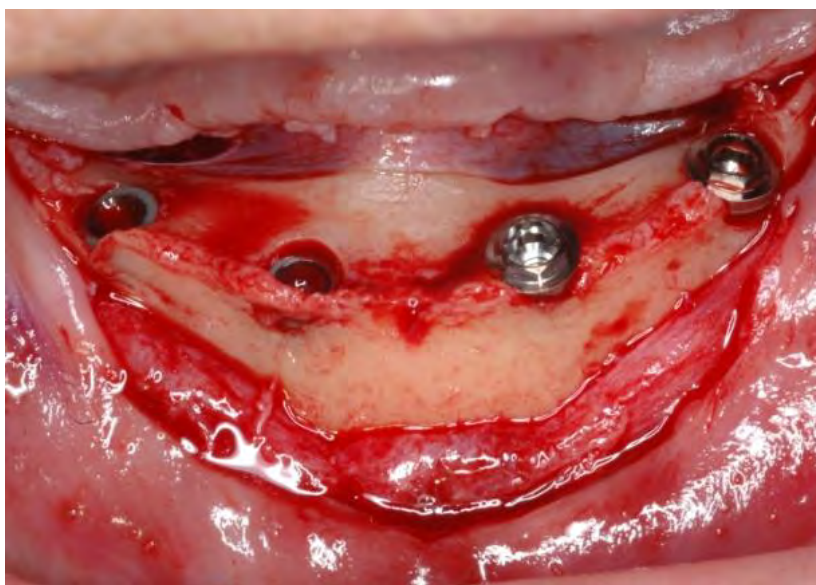


Figura 7-Vista vestibular ao término da instalação dos quatro implantes. No lado direito do paciente foram instalados implantes CM e no lado esquerdo implantes HE.

4.4 Coleta dos dados com Osstell®

Após a instalação dos implantes, a aferição da estabilidade primária foi realizada com o aparelho Osstell® (Mentor, Gotenberg, Suécia), o qual através da AFR determinou o ISQ. Um Smartpeg para implante Titamax Ti, (Tipo 1 , código 100353) e para Titamax cone Morse, (Tipo 16, código 100388) foi adaptado ao implante e o aparelho foi levado próximo ao mesmo sem tocá-lo (Figura 8). Duas medidas foram realizadas: uma por vestibular e uma por proximal do implante e os dados foram tabelados.

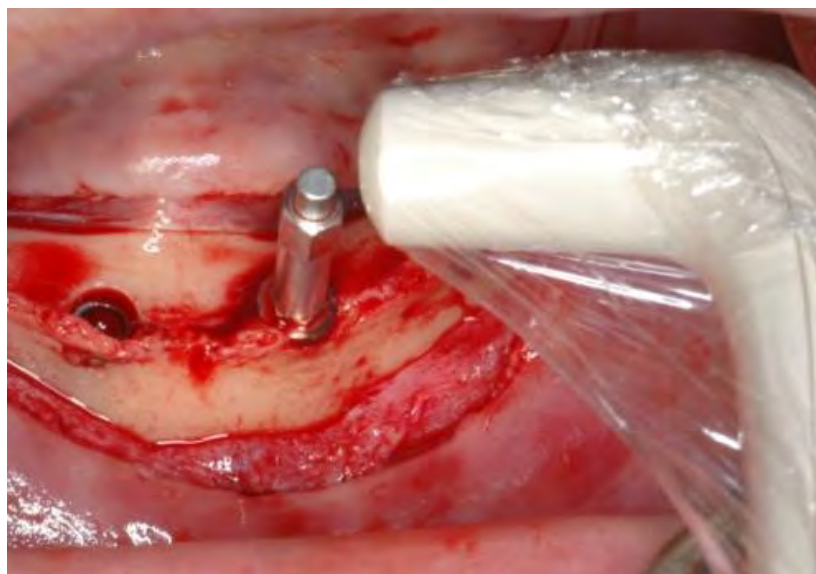


Figura 8-*Smartpeg* em posição e aparelho *Osstell®* (Göteborg, Suécia) posicionado para a leitura.

Para os dois desenhos de implantes, foi selecionado o mesmo tipo de pilar (minipilares cônicos). Para os implantes HE os minipilares foram da linha Slim Fit (Neodent, Curitiba, Brasil). A seleção da altura dos mesmos baseou-se sempre na altura do tecido gengival. Foram escolhidos ao nível do tecido sempre que possível. Após a instalação foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante (32 N.cm) e o Smartpeg

do minipilar (Tipo A3, código 100363) foi posicionado e novas medidas foram tomadas e anotadas da mesma forma descrita para a leitura nos implantes (Figura 9).

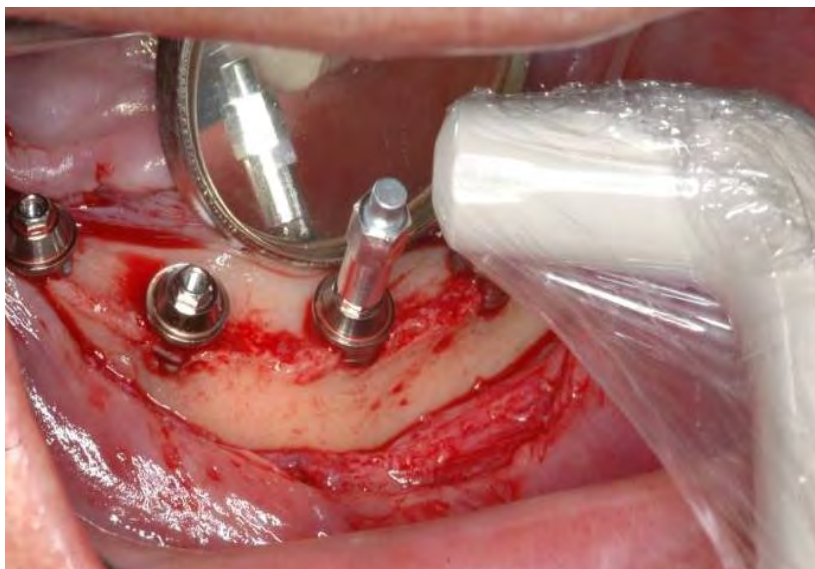


Figura 9-Leitura sendo executada a nível dos minipilares.

As suturas foram realizadas com fio mononylon 4.0 ou 5.0 (Technofio, Goiânia, Brasil) e uma radiografia panorâmica foi realizada. (Figura 10 e Figura 11).

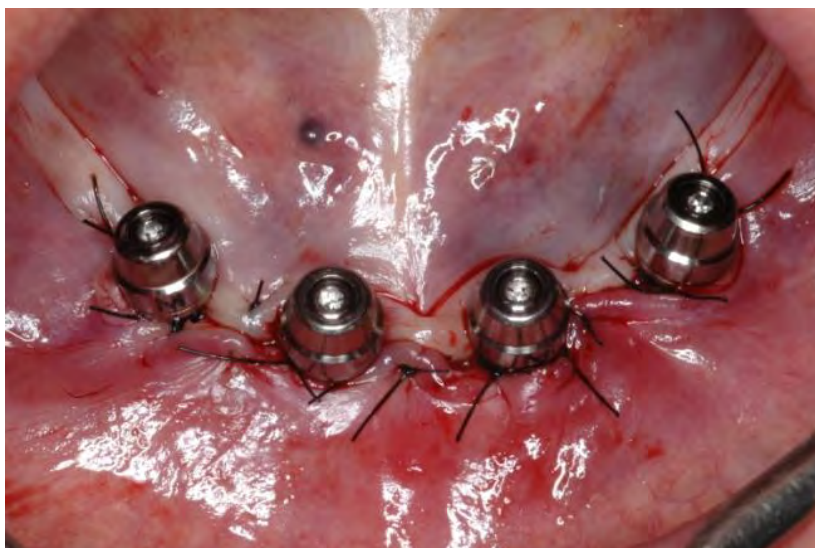


Figura 10-Aspecto oclusal pós-sutura.

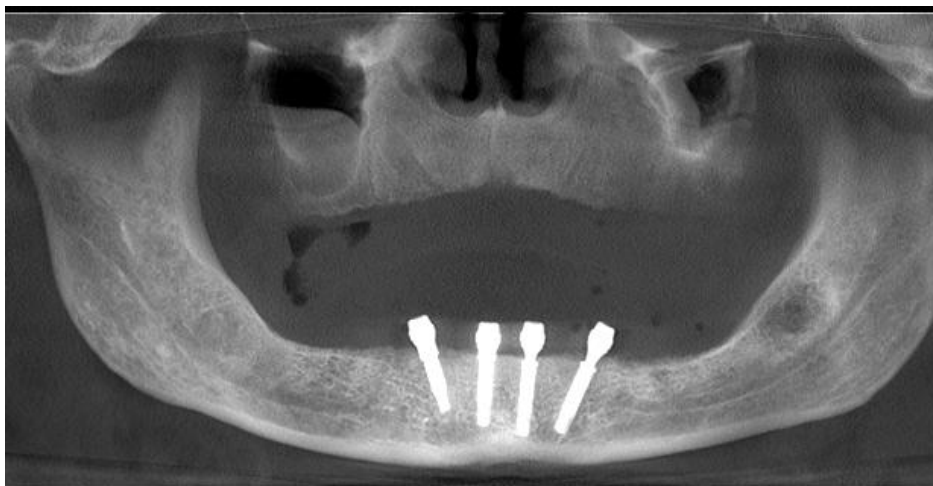


Figura 11 -Radiografia após a instalação dos implantes.

4.5 Procedimento protético

Os transferentes quadrados (Neodent[®], Curitiba, Brasil) foram instalados e unidos com resina acrílica tipo Pattern[®] (GC, Alsip, ILL, EUA) e o guia multifuncional foi adaptado e unido aos transferentes. O registro intermaxilar foi estabelecido com resina acrílica colocada em três pontos (incisivos e molares) (Figura12). A moldagem foi realizada com silicone de condensação fluída (Speedex, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) e injetada com seringa de plástico para moldagem (Jon, São Paulo, Brasil) sob o guia multifuncional (Figura13). Os parafusos foram removidos com os componentes em posição. Os protetores foram instalados sobre os componentes protéticos, e no molde os análogos de titânio dos minipilares (Neodent, Curitiba, Brasil) (figura 14).



Figura 12-Guia multifuncional posicionado com os três pontos de registro oclusais já confeccionados.

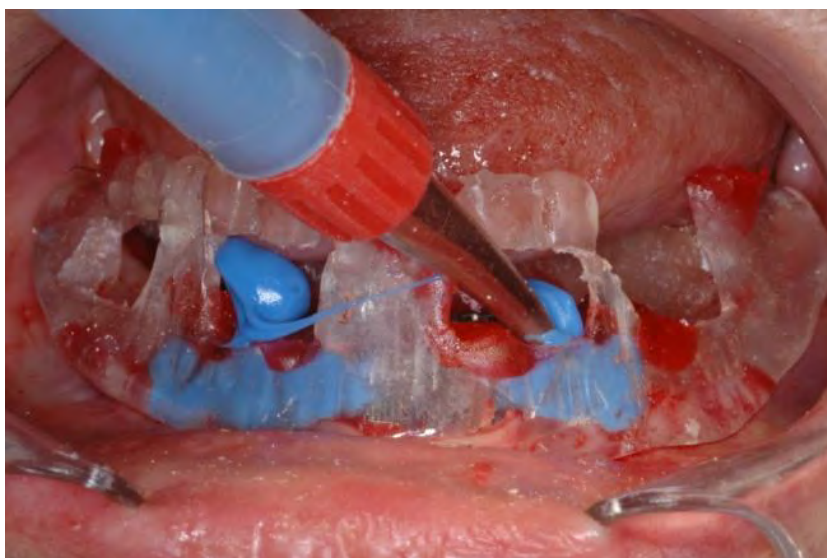


Figura 13-Guia unido aos transferentes com o material de moldagem sendo injetado.

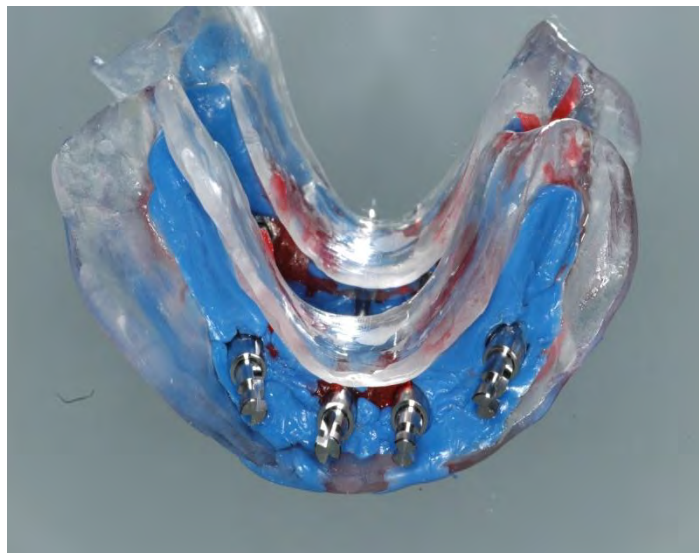


Figura 14-Guia multifuncional com os análogos dos minipilares já posicionados.

Os guias foram encaminhados ao técnico para vazamento. Os modelos foram obtidos em gesso especial e após a presa do gesso, o modelo foi montado contra o antagonista que continha a prótese superior já acrilizada. Os dentes mandibulares que já haviam sido provados clinicamente foram presos em um índice realizado em silicone de laboratório (Zetalabor, Labordental - Badia Polesine, Itália) relacionado à prótese superior, orientando a obtenção do formato e da extensão da barra metálica. Para obter a barra metálica, cilindros pré-usinados em CoCr foram parafusados aos minipilares e unidos entre si com resina acrílica. O formato ideal da barra foi obtido em cera. O padrão de fundição foi incluído em revestimento e a fundição foi realizada pelo método da cera perdida. Após a fundição as barras foram provadas no modelo e quando necessário, foram recortadas e unidas por soldagem a laser. Após confirmar a passividade da barra no modelo, o índice contendo os dentes foi aproximado e cera 7 fluidificada por aquecimento foi vertida, com o objetivo de unir os dentes à barra. Foi realizada prova clínica das barras já com os dentes em posição, para confirmar o assentamento passivo das mesmas. O conjunto foi incluído em mufla para acrilização. Na hemi mufla inferior foi colocado gesso comum e o modelo contendo a prótese

parafusada foi incluído. Após a presa do gesso, o mesmo foi isolado, a hemi mufla superior foi posicionada e uma barreira de (Zetalabor Labordental - Badia Polesine, Itália) foi feita sobre a superfície oclusal dos dentes. O vazamento foi realizado com gesso comum. Após a presa do gesso, a mufla foi levada em água e levada ao fogo para aquecimento. A demuflagem e limpeza das superfícies foram realizadas com água fervendo. Após a secagem e isolamento a resina acrílica foi colocada utilizando a técnica de Tomás Gomes de personalização da cor. A acrilização foi feita em água em ciclo curto. Após o resfriamento, a desinclusão, acabamento e polimento da prótese foram realizados. No dia seguinte ao procedimento cirúrgico, os pacientes retornaram à clínica para a instalação da prótese protocolo e da prótese total superior.

4.6 Instalação da reabilitação

No momento da instalação da prótese, os protetores de minipilares foram removidos e a região foi irrigada com soro fisiológico para a limpeza da área. A prótese foi adaptada sobre os minipilares, sem nenhum parafuso, para testar a adaptação (ausência de báscula). Depois, apenas dois parafusos foram instalados, um na posição 1 e outro na posição 3. A adaptação da prótese foi checada, com o método clínico através de uma sonda exploradora quando havia possibilidade de visão direta ou radiograficamente, quando a adaptação estava mais subgingival, impedindo a análise puramente clínica. Após essa certificação os demais parafusos foram posicionados e apertados. Procedeu-se então ao ajuste oclusal buscando a posição de relação de oclusão cêntrica (ROC), estabelecendo assim, o maior número de contatos oclusais coincidindo com a posição de côndilos em RC (figura 15). Nos movimentos excursivos laterais e protrusivo, os dentes foram ajustados até se obter uma oclusão bilateral balanceada,

quando essa se mostrava necessária. Os pacientes foram instruídos em relação à higienização e cuidados pós-operatórios.

4.7 Acompanhamento dos casos

Os pacientes foram orientados a retornar caso sentissem algum desconforto. Não houve nenhuma intercorrência pós-cirúrgica, portanto, os mesmos retornaram para remoção da sutura no décimo dia após o procedimento cirúrgico. As próteses mandibulares foram removidas para remoção das suturas e higienização das mesmas e da boca. Após o retorno da prótese, os contatos oclusais foram conferidos e os pacientes orientados em relação aos cuidados pós-operatórios e instrução de higiene oral.

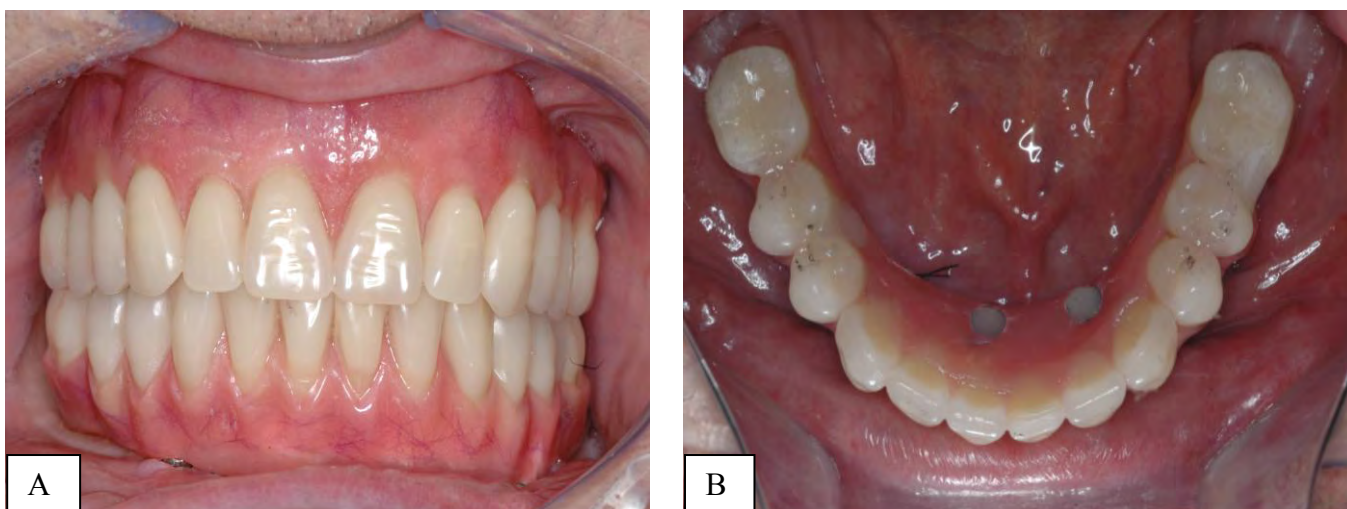


Figura 15-Aspecto das próteses instaladas. A- Vista frontal. B- Aspecto oclusal.

Após quatro meses os pacientes foram agendados para os controles (T4). Nessa sessão, as próteses mandibulares foram novamente removidas e cada implante foi testado individualmente. Foram avaliados através do aperto dos parafusos das próteses, dos intermediários, quanto a presença de sintomatologia dolorosa quando cada implante era testado e também a condição dos tecidos moles peri-implantares se estavam com

ausência de inflamação. Os dados foram anotados. Novas leituras com transdutores e Osstell[®] (Gotenberg, Suécia) foram efetuadas a nível de intermediário, priorizando a não remoção dos intermediários e assim, a manutenção dos tecidos adjacentes. Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística.

5. Artigo Científico

5.1 Artigo Científico 1

Artigo preparado para ser enviado à revista IJOMI

"Análise da influência do desenho (HE e CM) e dos posicionamentos cirúrgicos na correlação entre duas maneiras de aferição de estabilidade primária de implantes (Torquímetro e Osstell[®])". Estudo aleatório em boca dividida.

Stella Cavalcanti de Albuquerque*

Ivete Aparecida de Mattias Sartori**

Marcos Rikio Kuabara***

Elisa Mattias Sartori****

*Mestre em Odontologia, área de concentração Implantodontia - Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO- Curitiba/PR), especialista em Implantodontia (ILAPEO-PR)

** Mestre e Doutora em Reabilitação Oral (Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto). Coordenadora do Mestrado e Professora do Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba/PR)

*** Mestre em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial (Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho). Professor de pós graduação da escola IMPPAR ODONTOLOGIA (Londrina/PR).

**** Mestre em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial (Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho). Professora da Faculdade de Odontologia da Universidade Camilo Castelo Branco-Fernandópolis- SP

Autor para correspondência: Stella Albuquerque

Rua: 13 de Maio, 1523 – Centro – Cascavel/PR Fone: (45) 3223-0174

Resumo

Proposição: Esse estudo objetiva verificar se as diferentes junções de implantes (hexagonal externa e cônica interna) instalados em diferentes posições (retos ou inclinados) influenciam na correlação entre torque de inserção (N.cm) e AFR (ISQ).

Material e Método: Foram analisados quarenta e oito implantes instalados em doze pacientes (quatro implantes na região interforaminal, dois HE e dois CM em cada paciente)

Resultados: O torque de inserção variou de 45 a 80 N.cm (média $70,0 \pm 11,8$) no grupo CM e de 60 a 80 N.cm (média $74,0 \pm 7,9$) no grupo HE. Os valores de ISQ variaram de 50 a 71,8 (média $64,5 \pm 7,3$) no grupo CM e de 64,5 a 83 (média $70,9 \pm 5,2$) no grupo HE. No grupo CM não foi encontrada correlação entre as duas formas de medida (Coeficiente de Pearson= 0,409 e $p= 0,187$) enquanto que no grupo HE foi encontrada correlação (Coeficiente de Pearson= 0,528 e $p= 0,078$). Em relação à técnica cirúrgica foi encontrada correlação significativa ($p=0,014$) apenas no grupo de implantes inclinados. **Conclusão.** A análise dos dados permitiu concluir que a correlação entre torque de inserção e análise de frequência de ressonância sofre influência do tipo de junção dos implantes e da técnica cirúrgica.

Palavras-chave: Carga imediata, prótese, estabilidade, torque.

Key Words: Immediate load, Protheses, Primary Stability, Cutting Torque

Introdução

A reabilitação de pacientes desdentados totais é um desafio para os profissionais. Muitas queixas já foram relatadas em relação ao uso de próteses totais inferiores.¹ Novas técnicas ampliaram os horizontes e permitiram oferecer a esses pacientes a possibilidade de reabilitação fixas com altos índices de sucesso,² passando a permitir também a instalação imediata de próteses fixas implantossuportadas, técnica que ficou conhecida como carga imediata.³ Esta, oferece as vantagens de antecipar a reabilitação

dos pacientes que eram considerados como inválidos orais a um custo mais baixo, com acompanhamentos muito favoráveis.^{4,5} No entanto, sua indicação está atrelada à necessidade de estabilização mecânica dos implantes no momento da instalação cirúrgica, a chamada “estabilidade primária” que é compreendida como um fenômeno mecânico dependente da geometria do implante, da qualidade óssea e da técnica cirúrgica.² Após o período de osseointegração, a estabilidade que o implante adquire é chamada de secundária e está relacionada à parte biológica, ou seja, a resposta do organismo frente ao procedimento realizado, a modelação e remodelação óssea.⁶

Reconhecida a importância da estabilidade primária e a necessidade de mensurá-la, métodos não invasivos foram descritos: Teste de percussão, radiografias, mensuração do torque de inserção,^{7,8} análise de frequência de ressonância (AFR), que é realizada com o aparelho Osstell[®] (Göteborg, Suécia).^{9,10,11} Dentre estes, o método que tem sido mais descrito é o método da AFR.⁹ No entanto, considerando que o torque de inserção é um método muito utilizado na prática clínica, vários estudos foram conduzidos para verificar a correlação entre os mesmos, encontrando resultados positivos^{9,12} ou não.¹³ Por outro lado, quando se analisa esses estudos nota-se que diferentes tipos de junções de implantes já foram utilizados e não se encontra dados comparando os diferentes desenhos. Como também a posição em que os implantes são instalados nas diferentes técnicas. Existem relatos de instalação de cinco implantes paralelos para reabilitar mandíbulas,⁵ assim como quatro implantes, sendo os dois centrais retos e os dois distais inclinados.^{10,14}

Surge então a dúvida acerca da interferência do tipo de junção assim como das diferentes posições de instalação dos implantes (retos ou inclinados) na correlação entre as duas medidas. Fatos que suscitaram a execução deste estudo.

Material e Método

Seleção da amostra

Após análise clínica, radiográfica e de exames laboratoriais (hemograma completo, glicemia, uréia e creatinina), foram incluídos no estudo doze pacientes de ambos os gêneros, igualmente distribuídos, com idade variando de trinta e oito a oitenta e dois anos (média 61,9 anos), desdentados totais, não fumantes com disponibilidade óssea em altura na região anterior da mandíbula para instalação de implantes de, no mínimo, 10 mm de comprimento e espaço entre forames mentuais para instalação de quatro implantes que procuraram a Clínica Odontológica IMPPAR (Comitê de Ética da Universidade Estadual de Londrina, parecer número 3128-2011 com protocolo CEP/UEL número 055/2011 e protocolo no CAAE número 0037.0.268.000-11). Não foram incluídos indivíduos fumantes, gestantes, usuários de drogas bisfosfanatos, submetidos à quimioterapia nos últimos seis anos, diabéticos, com alterações renais ou portadores de doenças causadoras de incapacidades motoras em relação à higienização.

Procedimentos Clínicos

Todos os pacientes foram submetidos a um preparo protético prévio, que permitiu a obtenção de prótese total superior e guia multifuncional inferior em posição satisfatória de reabilitação estética e funcional. O protocolo medicamentoso adotado foi 2g de amoxicilina uma hora antes do procedimento cirúrgico e trinta minutos antes do procedimento Maleato de Midazolam 20 mg, para controle de ansiedade. A antisepsia externa foi realizada com Dicluonato de Clorexidina 2%, e a interna com colutório de clorexidina 0,12%. A anestesia foi local, com anestésico tópico e Cloridrato de Articaina 4%. Foi realizada osteotomia para a regularização do rebordo, quando necessária. Após o preparo do leito, as perfurações foram iniciadas com brocas

cirúrgicas do Kit cirúrgico (Neodent, Curitiba, Brasil) para instalação de dois implantes Titamax Hexágono externo (HE) e dois implantes cone Morse (CM) (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). A distância mínima de 3,5 a 5 mm anterior a emergência do forame mental foi padronizada para instalação das fixações mais distais, as quais foram inclinadas para reforço do braço de resistência da configuração. A partir das perfurações mais distais, os locais dos outros implantes foram determinados sendo instalados paralelos.

No momento da instrumentação cirúrgica o alvéolo foi alargado gradativamente e de forma intermitente na velocidade de 1000 a 1500 rpm com irrigação contínua de soro fisiológico. A instrumentação variou conforme a densidade óssea, visando obter a estabilidade primária dos implantes. A profundidade da perfuração foi definida conforme a disponibilidade óssea em altura. A inclinação dos implantes foi determinada utilizando o guia cirúrgico e a prótese superior como referência. A instalação dos implantes foi realizada em baixa rotação, sendo que o diâmetro dos mesmos variou de 3,75 a 5 mm conforme a qualidade óssea. A finalização das instalações foi realizada com torquímetro cirúrgico (Neodent, Curitiba, Brasil), fazendo-se a leitura e registro da estabilidade primária (figura 1). Procurou-se adotar para os implantes Titamax HE (Neodent, Curitiba, Brasil) a posição final de instalação deixando o hexágono no nível da crista óssea, e para os implantes cone-Morse (Neodent, Curitiba, Brasil) a posição subcrestal (2 mm) (figura 2). O lado para localização de cada um dos tipos de junções foi escolhido de forma aleatória para cada paciente, definindo por sorteio o lado para cada desenho, distribuindo-os de forma equilibrada. Constituiu-se assim os diferentes grupos. Quanto ao tipo de junção os grupos foram divididos em grupo dos implantes cone Morse (GCM) e grupo dos implantes de hexágono externo (GHE); quanto à

técnica cirúrgica de instalação foram divididos em grupo dos implantes inclinados (GII) e grupo dos implantes paralelos (GIP).

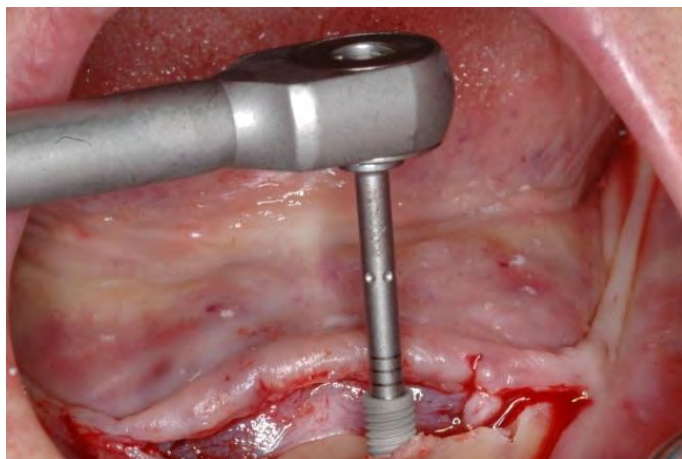


Figura 1-Torquímetro (Neodent, Curitiba, Brasil) posicionado para finalização da inserção do implante permitindo a leitura do torque de inserção.

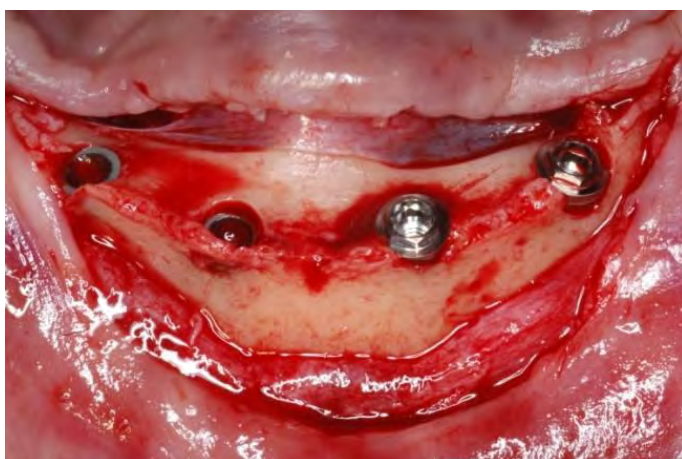


Figura 2-Vista oclusal dos implantes posicionados.

Coleta dos dados com o aparelho Osstell®

Após a instalação dos implantes, a aferição da estabilidade primária foi realizada com o aparelho Osstell® Mentor, (Göteborg, Suécia), o qual fornece a medida da estabilidade do implante em ISQ. Um pino magnético (*Smartpeg*- Tipo 1, código 100353 para implantes HE e Tipo 16, código 100388 para os implantes CM) foi adaptado ao implante e o aparelho foi levado próximo ao mesmo sem tocá-lo (figura 3), estando a ponta do aparelho sempre bem perpendicular à parte superior do pino, como recomenda o fabricante. Duas medidas foram realizadas: uma por vestibular e uma por proximal do implante, utilizando-se a média das duas medidas para a análise dos dados.

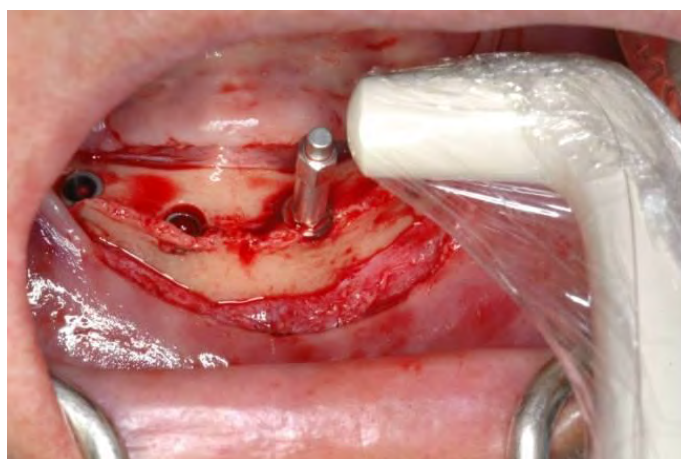


Figura 3-Aparelho Osstell Mentor® em posição para a leitura. *Smartpeg* instalado em um dos implantes.

Os minipilares cônicos próprios para cada desenho de implantes foram selecionados segundo altura gengival. Após a instalação dos mesmos e aplicação do torque recomendado pelo fabricante (32 N.cm), a sutura foi realizada com o fio mononylon 4.0 ou 5.0 (Technofio, Goiânia, Brasil). Os procedimentos necessários para moldagem e obtenção das próteses foram adotados e as mesmas foram instaladas setenta e duas horas após o procedimento cirúrgico. Durante esse período, os pacientes

permaneceram apenas com os protetores dos minipilares. Próteses do tipo híbridas (dentes em resina e barra metálica em CoCr) foram instaladas, receberam os ajustes que se mostraram necessários e as radiografias foram realizadas. Os pacientes foram mantidos em controles posteriores.

Análise estatística

Após teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov), para avaliação da correlação entre medidas, foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson. Para a comparação entre os tipos de implante em relação às medidas avaliadas, foi considerado o teste *t de Student* para amostras dependentes ou o teste não paramétrico de Wilcoxon, quando apropriado. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0.

Resultados

A análise de variância com medidas repetidas não mostrou diferença significativa entre as médias das medidas do torque de inserção e ISQ nos implantes no grupo CM ($p = 0,191$) nem no grupo HE ($p = 0,223$). Conforme ilustrado na figura 4.

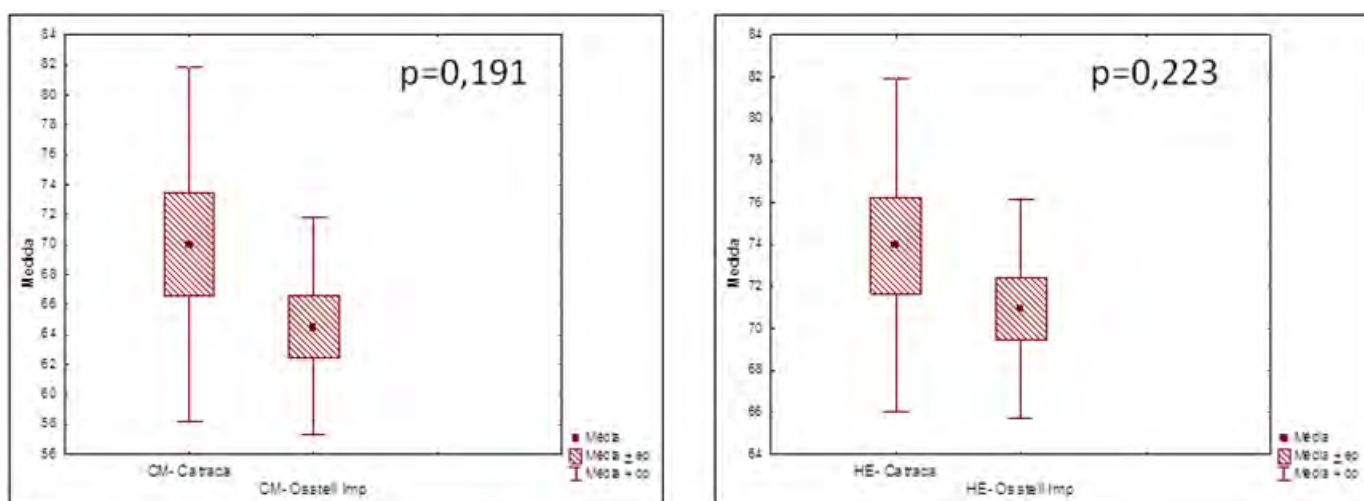


Figura 4-Gráficos representativos das médias e desvios padrões obtidos nos dois grupos (CM e HE).

Para cada um dos grupos (GCM e GHE), estimou-se o coeficiente de correlação de Pearson entre a medida do torque de inserção e as medidas do ISQ.

Tabela 1. Dados representativos da correlação entre torque de inserção (N.cm) e ARF (ISQ) ao nível dos implantes dentro de cada grupo (GCM e GHE).

Implante	Medidas	n	Coeficiente de correlação de Pearson	Valor de <i>p</i>
GCM	TI x ISQ	24	0,409	0,187
GHE	TI x ISQ	24	0,528	0,078

Para comparar o efeito da técnica cirúrgica (GII e GIP) no comportamento dos dados para cada um dos tipos de implante, estimou-se o coeficiente de correlação de Pearson entre as medidas do torque de inserção e as medidas da AFR (implante e intermediário). Em seguida, testou-se a hipótese nula de que o coeficiente de correlação é igual à zero (ausência de correlação), versus a hipótese alternativa de que o coeficiente de correlação é diferente de zero (existe correlação entre as duas medidas). Na tabela 2 são apresentados os resultados obtidos.

Tabela 2. Dados representativos da correlação entre torque de inserção (TI em N.cm) e AFR (ISQ) e nos grupos GII e GIP.

Implante	Medidas	n	Coeficiente de correlação de Pearson	Valor de <i>p</i>
GII	TI x ISQ	24	0,68	0,014
GIP	TI x ISQ	24	0,35	0,270

Para o GII foi encontrada correlação significativa entre a medida torque de inserção e ARF imp. ($p=0,014$).

Tabela 3. Tabela descritiva dos valores de torque, ISQ e p , no GII comparando os dois grupos (GCM e GHE) nas duas variáveis (TI e ISQ).

Variável	Grupo	n	Média	Desvio padrão	Valor de p^*
TI	GCM	24	69,17	14,28	
	GHE	24	72,08	14,99	
	Diferença	24	-2,92	16,98	0,564
ISQ	GCM	24	61,88	5,45	
	GHE	24	70,21	8,39	
	Diferença	24	-8,33	7,80	0,004

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p<0,05$

Tabela 4. Tabela descritiva dos valores de torque, ISQ e p , no GIP comparando os dois grupos (GCM e GHE) nas duas variáveis (TI e ISQ).

Variável	Grupo	N	Média	Desvio padrão	Valor de p^*
TI	GCM	24	70,83	14,28	
	GHE	24	75,83	9,96	
	Diferença	24	-5,00	16,65	0,321
ISQ implante	GCM	24	67,17	10,10	
	GHE	24	71,67	6,29	
	Diferença	24	-4,50	12,91	0,253

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p<0,05$

Discussão

A possibilidade da instalação dos implantes com carga imediata favorece a reabilitação de pacientes desdentados mostrando um elevado índice de sucesso.^{5,15} Para que a carga imediata seja realizada, a obtenção da estabilidade primária dos implantes tem sido o parâmetro mais citado.^{3,16} A obtenção da estabilidade é dependente do controle de fatores como geometria do implante, qualidade óssea e técnica cirúrgica¹⁷. A necessidade de medi-la torna-se muito importante, inclusive para decidir se a técnica deve ou não ser indicada. O uso do torque de inserção vem sendo descrito como método de aferição e os valores recomendados variaram de 30 N.cm¹⁵ 35 N.cm¹⁰ ou 45 N.cm.¹⁸ No presente estudo, o torque de inserção variou de 45 N.cm a 80 N.cm para CM (média 70±11,8 N.cm) e de 60 à 80 (média 74±7,9N.cm) para implantes HE. Os valores mínimos ficaram dentro dos parâmetros indicados nos estudos acima citados.

Como o método que analisa o torque de inserção não permite leituras posteriores que possam monitorar a osseointegração, surgiu a proposta de um aparelho que foi denominado OsstellTM (Göteborg, Suécia) que utiliza a análise de frequência de ressonância,^{9,11,19} sendo depois apresentada uma proposta de modificação para o mesmo Osstell Mentor[®] (Göteborg, Suécia). Os valores em ISQ variam de 0 a 100 e sinalizam o contato das paredes do implante com o osso. A média dos valores obtidos de ISQ foi 64,5 ± 7,3 (*p* 0,191) no grupo CM e 70,9 ± 7,9 (*p* 0,223) no grupo HE. Todas as leituras foram executadas com o aparelho perpendicular ao *Smartpeg* para que a posição não interferisse nos resultados.²⁰ Os dados encontrados corroboram com estudos que recomendam valores iguais ou superiores a 50 para a indicação da técnica de carga imediata.^{9,18,21-22} Como não foram encontrados outros estudos comparando os dois desenhos de implantes (HE e CM), não é possível traçar comparativos entre os dados obtidos nos dois grupos.

Para comparar as duas formas de aferição, reconhecendo que há desavença na literatura, tendo estudos que encontram correlação,²³ e outros que não encontram.^{13,24} No grupo HE, quando comparados os valores de torque de inserção e AFR ao nível dos implantes foi observada forte tendência à correlação ($p=0,078$). No grupo CM o valor encontrado para o coeficiente de Pearson (0,409 $p= 0,187$) indica ausência de correlação. Dessa maneira, é possível entender que o desenho da porção cervical dos implantes pode interferir nos valores obtidos para a estabilidade primária.

A existência de vários tipos de junções em implantes é uma realidade clínica. É necessário entender se valores similares seriam obtidos com diferentes desenhos. Alguns relatos foram feitos a respeito do desenho maior da parte cervical dos implantes do tipo HE favorecem a obtenção da estabilidade primária. Os implantes com junção cônica interna, quando tem o desenho da parte cervical com o mesmo diâmetro do corpo têm uma proposta de favorecer o comportamento dos tecidos peri-implantares ao longo do tempo. Para que os resultados estéticos como formação de papilas entre implantes possa ser obtido, recomendações de posicionamentos subcrestais foram feitas.²⁵ Neste estudo, para os implantes CM obedeceu-se essa recomendação cirúrgica, desse modo, a área de osso cortical da porção superior do rebordo não foi utilizada para a estabilização primária. Analisando os dados obtidos para torque de inserção comparando os dois grupos (GHE X GCM) (figura 7) este fato não se comprova. No entanto, o fato que poderia explicar a presença de correlação no GHE e ausência no GCM seria também a presença do travamento na cortical superior dos implantes HE. Como os implantes CM estavam em osso medular, pelo fato de terem sempre sido instalados subcrestais, a leitura feita pelo aparelho Osstell[®] (Göteborg, Suécia) pode ter identificado valores mais baixos na análise de frequência de ressonância, uma vez que estudos já consideraram que este efeito tem relação com o fato da porção cervical do implante estar ou não com

apoio em osso cortical, uma vez que isso interferiria no grau de movimentação do implante quando estimulado pela onda eletromagnética,²⁶ tendo até já sido considerado que a AFR é melhor para identificar a densidade cortical, pois o estímulo vem do topo do implante.²⁶ O torque de inserção, por outro lado, não teria comportamento diferente entre os dois grupos porque o que se está lendo neste teste é o contato que o implante vai estabelecendo com as paredes ósseas, à medida que a torção de inserção vai sendo aplicada.²⁶ Avaliando comparativamente as dimensões dos implantes e componentes dos dois grupos (GHE e GCM), não foi detectada variação estatisticamente significativa em relação ao comprimento ($p=0,809$) e nem ao diâmetro ($p=0,855$) entre os dois grupos. Os dados mostraram diferença estatisticamente significativa somente em relação à altura dos intermediários ($p<0,001$), sendo a média maior no GCM, mas esse dado não foi utilizado neste estudo. Estudos prévios sugeriram a influência de fatores relacionados à geometria dos implantes como diâmetro²⁷ e comprimento,²¹ nos valores de mensuração da estabilidade primária. No entanto, como nos dados deste estudo os dois grupos apresentaram similares em relação ao comprimento e diâmetro, esses dados não parecem ter interferido.

A leitura ao nível dos implantes foi executada em vários estudos.^{27,28} Para estudar a correlação entre torque de inserção e AFR parece que bastaria executar a leitura ao nível dos implantes. No entanto, como se pretende também acompanhar os implantes que foram instalados e monitorar o comportamento dos mesmos foi idealizada a leitura da AFR também ao nível dos intermediários para que essa seja a medida parâmetro para uso futuro. Considerando que há uma tendência em se seguir recomendações de estudos que concluem que a remoção e recolocação dos intermediários não é uma boa prática clínica e que monitorar implantes ao longo do tempo é importante tanto para se compreender fatores envolvidos na osseointegração

como também para avaliar o comportamento dos implantes. Isso explica o motivo da execução das leituras nos dois níveis.

Para avaliar se as diferentes técnicas cirúrgicas (implantes retos ou inclinados) interferem nos dados as medias das medidas obtidas que foram analisadas nos dois grupos(GIP e GII).

No grupo GII, não foram observadas diferenças significativas entre os implantes CM e HE em relação ao torque de inserção ($p=0,564$). No entanto, em relação aos valores de ISQ foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os dois desenhos ($p=0,004$). Esse fato talvez também possa ser explicado pelo desenho da porção cervical do implante. A cabeça do implante HE forneceu mais estabilidade à vibração no momento da leitura, provavelmente pelos mesmos motivos já citados. Essa pode ser uma informação que corrobora com outros estudos que consideraram que a relação entre a estrutura óssea e a AFR não está completamente explicada e que a estabilidade primária do implante pode ter influência, não somente da densidade volumétrica óssea trabecular, mas também da espessura da cortical.²⁹ No caso deste estudo, a espessura da cortical estaria com mais contato na porção cervical dos implantes HE. Quando o grupo GIP foi analisado em relação ao torque de inserção os dados não mostram diferença estatística entre os dois tipos de implantes ($p=0,321$) e nem em relação aos valores de ISQ entre os dois tipos de implantes ($p=0,253$). Os resultados desse estudo corroboram com outros.^{14,30,31}

Com base na análise dos dados parece lícito concluir que a correlação entre torque de inserção e análise de frequência de ressonância é dependente do desenho dos implantes e também da técnica cirúrgica.

Referências

- 1 Muller K, Morais J, Feine J. Nutritional and anthropometric analysis of edentulous patients wearing implant overdentures or conventional dentures. *Braz Dent J* 2008;19(2):145-150.
- 2 Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743-754.
- 3 Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):495-503.
- 4 Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005. 20(4):584-594.
- 5 Borges AF, Dias Pereira LA, Thomé G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010. 12(3):244-8. Epub 2009 May 7.
- 6 Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):408-420.
- 7 Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1995;74(6):608-12.
- 8 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):616-620.
- 9 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 Implants Res.* 1997;8(3):226-33.
- 10 Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the al.-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(4):663-71.
- 11 O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(1):48-57.
- 12 Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont.* 2009; 1(1):19-25. Epub 2009 Mar 31.

- 13 Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):297-303.
- 14 Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776-781.
- 15 Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):315-322.
- 16 Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-527.
- 17 Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):65-74.
- 18 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. *J Oral Rehabil.* 2010;37(2):131-137. Epub 2009 Nov 30.
- 19 Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.
- 20 Capek L, Simunek A, Slezak R, Dzan L. Influence of the orientation of the Osstell transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: a numerical approach. *Med Eng Phys.* 2009;31(7):764-9. Epub 2009 Mar 17.
- 21 Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):598-604.
- 22 Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):428-434.
- 23 Marković A, Colić S, Dražić R, Gacić B, Todorović A, Stajčić Z. Resonance frequency analysis as a reliable criterion for early loading of sandblasted/acid-etched active surface implants placed by the osteotome sinus floor elevation technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):718-724.
- 24 Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):726-732.

- 25 Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of inter-implant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(4):371-378. Epub 2010 Feb 1.
- 26 Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1006-1014.
- 27 Alsabeeha NH, De Silva RK, Thomson WM, Payne AG. Primary stability measurements of single implants in the midline of the edentulous mandible for overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(5):563-566. Epub 2010; Mar 11.
- 28 O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):85-92.
- 29 Degidi M, Perroti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after early healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):45-48.
- 30 Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2-9.
- 31 Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):639-644.

5. 2 Artigo Científico 2

Artigo preparado para ser enviado à revista Clinical Oral Implants Research

Avaliação da influência do tipo de junção (HE ou CM) e do posicionamento cirúrgico (reto ou inclinado) no índice de sucesso e na estabilidade de implantes suportes de próteses fixas mandibulares. Resultados preliminares de estudo prospectivo em boca dividida.

Ivete Aparecida de Mattias Sartori, DDS, MS, PhD*

Stella Cavalcanti de Albuquerque**

Edilson José Ferreira***

Elisa Mattias Sartori****

* Mestre e Doutora em Reabilitação Oral (Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto). Coordenadora do Mestrado e Professora do Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba/PR)

**Mestranda em Implantodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO- Curitiba/PR), especialista em Implantodontia (IMPPAR/ILAPEO Londrina/PR)

***Mestre em Reabilitação Oral (Universidade de Marília/SP). Doutor em Implantologia na Universidade Sagrado Coração (Bauru /SP). Professor de pós graduação da escola IMPPAR ODONTOLOGIA (Londrina/PR).

**** Mestre em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial (Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho). Professora da Faculdade de Odontologia da Universidade Camilo Castelo Branco-Fernandópolis- SP

Autor para correspondência: Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Rua: Jacarezinho, 656 – Mercês – Curitiba/PR Fone: (41) 3595-6000

Resumo

Proposição: Verificar se diferentes junções de implantes (hexagonal externa e cônica interna) instalados em diferentes posições (retos ou inclinados) influenciam no índice de sucesso e na estabilidade dos implantes retentores de próteses fixas mandibulares. **Material e Método:** Avaliou-se 48 implantes no momento da instalação e após 4 meses (T4), em doze pacientes. Em cada paciente foram instalados 4 implantes (dois HE e dois CM) dois distais inclinados e os dois mediais retos. Os grupos foram formados segundo o tipo de implantes (GHE e GCM) e técnica cirúrgica em: grupo de implantes paralelos (GIP) e grupo dos implantes inclinados (GII). **Resultados:** No T4 uma paciente não retornou e um paciente perdeu dois implantes (HE), resultando em um índice de sucesso de 87,5%, sendo 91,7% no grupo CM e 83,3% no grupo HE. Os valores de ISQ obtiveram uma média no T4 de $72,05 \pm 5,0$ para o GHE e $64,77 \pm 6,84$ no GCM. Na comparação entre estabilidade primária e secundária dentro de cada grupo não foram encontrados valores estatisticamente significantes (GHE $p=0,328$ e GCM $p=0,272$). Quando os dados foram analisados divididos em GII e GIP, o GIP apresentou valores de ISQ no TO mais altos com diferenças estatisticamente significantes ($p=0,046$), enquanto na avaliação do T4 o GIP apresentou valores menores com diferença estatisticamente significativa ($p=0,027$). Já o GII apresentou valores de estabilidade secundária maiores, porém sem diferença estatisticamente significativa ($p=0,423$). **Conclusão.** O desenho cervical dos implantes e a posição cirúrgica de instalação pode interferir nos valores de ISQ.

Palavras chave: Implante dentário, Próteses e implantes, carga imediata em implante dentário

Introdução

O advento dos implantes osseointegrados melhorou de forma expressiva as possibilidades terapêuticas de pacientes portadores de prótese total (Brånemark et al. 1983). Uma alternativa para o protocolo inicial (composto por dois estágios cirúrgicos) foi desenvolvida tendo ficado conhecida como: técnica da carga imediata e significa a instalação das próteses, logo após a cirurgia dos implantes (Schnitman et al. 1997; Maló et al. 2003) Relatos iniciais mostravam reabilitações utilizando de 5 a 6 implantes interforaminais em posições paralelas com instalação das próteses em um período que variava de 24 a 72 hs (Brånemark et al. 1983; Schnitman et al. 1997). Uma nova alternativa foi proposta (Maló et al. 2003) para que a reabilitação fosse realizada com somente quatro implantes (técnica *All on Four*), idealizando um polígono, sendo os mais distais inclinados, e os anteriores paralelos.

Para indicar e obter sucesso com a técnica de carga imediata, o fator estabilidade primária foi definido (Sennerby & Ross 1998). Técnica cirúrgica, desenho do implante, qualidade e quantidade óssea, são itens descritos para que a estabilidade seja atingida.⁴ Para aferi-la, a análise de frequência de ressonância (AFR) tem sido recomendada por ser um método não invasivo e que pode ser utilizado tanto no momento da instalação dos implantes, bem como nos acompanhamentos longitudinais (Meredith et al. 1996; Huang et al. 2002; Cho et al. 2009). Sabe-se que o valor da AFR está ligado à qualidade do contato osso implante (Sennerby & Ross 1998). No entanto, muitos fatores ainda não foram compreendidos, como, por exemplo, se o tipo de desenho cervical dos implantes ou se a posição cirúrgica de instalação teriam influência nos valores de leitura. Assim sendo, o objetivo deste estudo foi comparar a estabilidade primária com a secundária, através da análise de frequência de ressonância, de implantes com diferentes desenhos (hexágono externo ou cone Morse) instalados segundo a técnica “*All on four*”

e o índice de sucesso dos mesmos. Pretende-se avaliar se os tipos de junções dos implantes e a posição cirúrgica de instalação interferem na estabilidade primária, no índice de sucesso dos implantes e na relação entre as duas estabilidades (primária e secundária).

Materiais e Métodos

Seleção da amostra

Após análise clínica, radiográfica e de exames laboratoriais (hemograma completo, glicemia, uréia e creatinina), doze pacientes com boa saúde, de ambos os gêneros, igualmente distribuídos, com idade variando de 38 a 82 anos (média 61,9 anos), desdentados totais, não fumantes, com disponibilidade óssea em altura na região anterior da mandíbula para instalação de implantes de, pelo menos, 10 mm de comprimento e espaço entre forames mentuais para instalação de 4 implantes que procuraram a Clínica Odontológica IMPPAR (Comitê de Ética da Universidade Estadual de Londrina, parecer número 3128-2011 com protocolo CEP/ UEL número 055/2011 e protocolo no CAAE número 0037.0.268.000-11 foram convidados a participarem do estudo. Não foram incluídos indivíduos fumantes, gestantes, usuários de drogas bisfosfanatos, submetidos à quimioterapia nos últimos 6 anos, diabéticos, com alterações renais ou portadores de doenças causadoras de incapacidades motoras em relação à higienização.

Procedimentos Clínicos

Todos os pacientes foram preparados proteticamente até a obtenção de prótese total superior e montagem dos dentes mandibulares em cera, à partir da qual, um guia multifuncional foi obtido. Receberam 2g de amoxicilina 1 hora antes do procedimento e após 30 minutos 20mg de Maleato de Midazolam, para controle de ansiedade. A

anestesia foi local, com Cloridrato de Articaina 4%. Após incisão supra crestal e descolamento total do retalho, procedeu-se a osteotomia para a regularização do rebordo, quando necessário. Foram instalados 2 implantes Titamax Hexágono externo (HE) e 2 implantes cone Morse (CM) (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), sendo que o preparo foi gradativo e intermitente na velocidade de 1000 a 1500 rpm. A instrumentação variou conforme a densidade óssea, visando obter a estabilidade primária dos implantes, realizando a sub instrumentação quando necessário. Distância mínima, de 3,5 a 5 mm, foi respeitada anterior a emergência do forame mental para preparo e instalação das fixações mais distais, as quais foram inclinadas para reforço do braço de resistência da configuração. A partir das perfurações mais distais, as perfurações para instalação dos implantes mediais foram executadas sendo paralelas entre si. A profundidade da perfuração assim como o diâmetro foram definidos conforme a disponibilidade óssea. A inclinação dos implantes foi determinada utilizando o guia cirúrgico e a prótese superior como referência.

A instalação dos implantes, com diâmetros variando de 3,75 a 5 mm, foi realizada em baixa rotação. A finalização das instalações foi realizada com torquímetro cirúrgico (Neodent, Curitiba, Brasil), fazendo-se a leitura e o controle da estabilidade primária que ia sendo alcançada e o valor foi anotado. Procurou-se deixar os implantes Titamax HE (Neodent, Curitiba, Brasil) com o hexágono à nível da crista óssea, e os implantes cone-Morse (Neodent, Curitiba, Brasil) em posição subcrestal (1 a 2mm) (Figura 1). O lado para localização de cada um dos tipos de junções foi escolhido de forma aleatória para cada paciente, definindo por sorteio o lado para cada desenho, distribuindo-os de forma equilibrada. Os mini pilares cônicos próprios para cada desenho de implantes foram selecionados segundo altura gengival. Após a instalação

dos mesmos e aplicação do torque recomendado pelo fabricante (32N.cm), a sutura foi realizada com o fio mononylon 4.0 ou 5.0 (Technofio, Goiânia, Brasil).

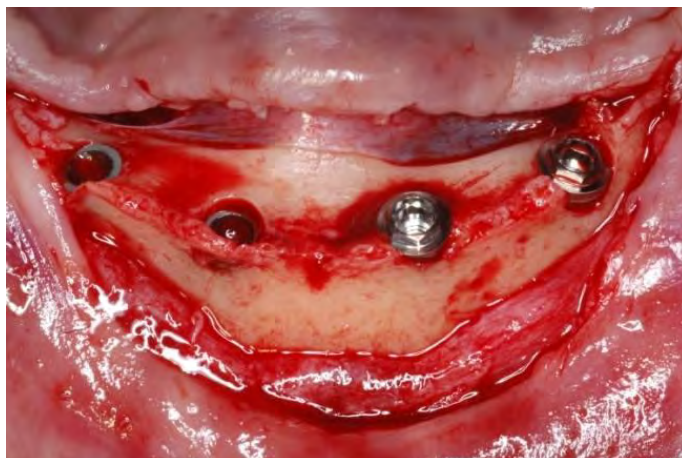


Figura 1-Vista oclusal dos implantes instalados

Coleta dos dados com o aparelho Osstell®

A aferição da estabilidade primária foi realizada com o aparelho Osstell® Mentor, (Göteborg, Suécia), o qual fornece a medida da estabilidade em ISQ. Um pino magnético, *Smartpeg*, (Tipo A3, código 100363) foi adaptado ao intermediário e o aparelho foi levado próximo ao mesmo sem tocá-lo, estando a ponta do aparelho sempre bem perpendicular à parte superior do pino, como recomenda o fabricante (Figura 2). Duas medidas foram realizadas: uma por vestibular e uma por proximal do implante, utilizando-se a média das duas medidas.

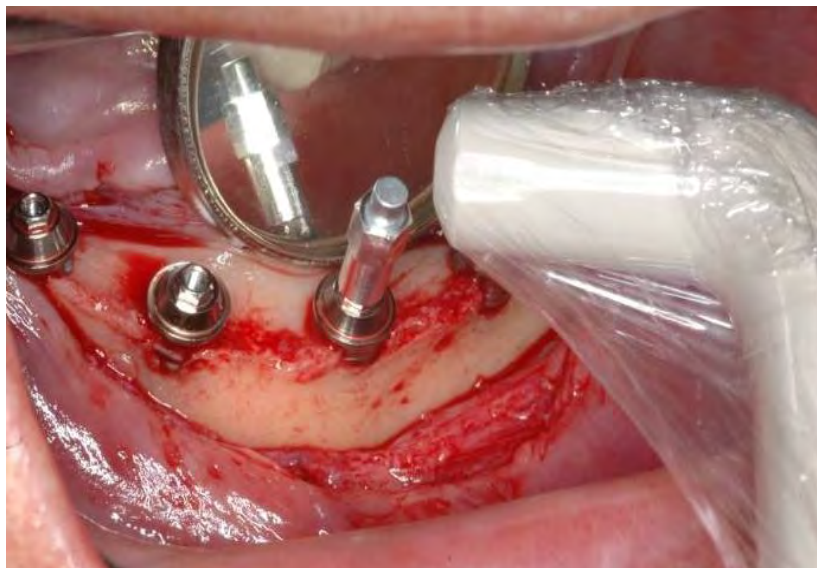


Figura 2-Aparelho Osstell Mentor[®] em posição para a leitura. *Smartpeg* instalado em um dos implantes

Os procedimentos necessários para moldagem e obtenção das próteses foram adotados e as mesmas foram instaladas até 72 horas após o procedimento cirúrgico. Durante esse período, os pacientes permaneceram apenas com os protetores dos mini pilares. Próteses do tipo híbridas (dentes em resina e barra metálica em CoCr) foram instaladas, receberam os ajustes que se mostraram necessários e as radiografias foram realizadas.

Após um período de 4 meses (T4), os pacientes compareceram para o controle. Verificou-se a estabilidade dos parafusos, a higienização da prótese e os contatos oclusais. Após a remoção das próteses, o *Smartpeg* (Tipo A3, código 100363) foi adaptado aos intermediários e procedeu-se às novas leituras em cada um dos implantes. A qualidade do tecido mole também foi avaliada assim como a presença de alguma sintomatologia dolorosa. As próteses foram reinstaladas, aplicando-se torque de 10N.cm

em cada parafuso (como recomenda o fabricante) e os orifícios de acesso restaurados. Radiografias periapicais foram realizadas para acompanhamento dos implantes.

Análise estatística

Para realizar a comparação segundo o tipo de junção foi realizado o teste de normalidade e os dados foram dispostos nos grupos GHE (grupo dos implantes hexágono externo) e GCM (grupo dos implantes cone Morse). As medidas representam os valores médios de ISQ obtidos à nível dos intermediários. Foram denominadas T0 (leitura inicial) e T4 (leitura obtida no controle de 4 meses). Para analisar o comportamento em relação ao posicionamento cirúrgico os implantes foram divididos em GII (grupo dos implantes inclinados) e GIP (grupo dos implantes paralelos) também comparando os momentos de avaliação T0 e T4. Para a comparação entre os grupos foi utilizado o Teste *t de Student* para amostras pareadas. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0 e estão dispostos nas tabelas 1,2,3 e 4.

Resultados

Em um dos pacientes da amostra, dois implantes (HE) mostraram sensibilidade quando testados individualmente e não apresentou valor de ISQ no momento da leitura. Foram considerados perdidos e após a sua remoção, as lojas foram curetadas e posteriormente novos implantes foram instalados nas áreas. Outra paciente se negou em retornar para o acompanhamento, tendo sido retirada do estudo e considerada como insucesso segundo os critérios de Albrektson 1986. Obteve-se índice de sucesso geral de 87,5%. Quando separados os grupos o índice de sucesso para o GHE foi de 83,3% e para o GCM de 91,7%.

Tabela 1. Dados representativos da comparação entre GHE e GCM nos diferentes tempos (T0 e T4).

Avaliação	Grupos	N	Média	Valor de p*
T0	HE	24	73,52±6,46	0,001
	CM	24	67,02±6,81	
T4	HE	20	72,05±5,0	0,006
	CM	22	64,77±6,84	

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

Tabela 2. Dados representativos da comparação das medidas de ISQ no T0 e T4 dos grupos GII e GIP.

Grupo	Avaliação	n	Média	Valor de p*
GII	T0	24	68,85±6,53	0,423
	T4	21	69,31±5,47	
	T4-T0		1,58±5,62	
GIP	T0	24	71,69±6,48	0,027
	T4	21	67,48±5,06	
	T4-T0		-4,00±4,8	

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

Discussão

A carga imediata é uma técnica consagrada por favorecer uma reabilitação rápida e eficaz (Borges et al. 2010). Para que a carga possa ser aplicada, fatores como a estabilidade primária (Schinitman et al. 1997; Ostman et al. 2008; Gapski et al. 2003) e o índice de sucesso correlacionado com a estabilidade secundária (Kacer et al. 2010),

são avaliados. Esse índice de sucesso, tem sido associado a implantes explintados (Kacer et al. 2010; Nedir et al. 2004), à qualidade óssea adequada (Esposito et al. 1998), a uma boa técnica cirúrgica (Maló et al. 2003; Alsabeeha et al. 2010) e a junções adequadas. Um dos métodos desenvolvidos para a verificação da estabilidade primária e secundária, a análise de frequência de ressonância (AFR), mostra os valores em ISQ, facilita na decisão clínica de realizar a carga imediata ou não, permite o acompanhamento ao longo do tempo (Huang et al. 2002) e tem sido largamente descrito em estudos (Cho et al. 2009; Meredith et al. 1997; Han et al. 2010; Ohta et al. 2010). No entanto vários fatores em relação ao significado dos dados ainda precisam ser compreendidos. Há relatos de influência de vários fatores no comportamento da leitura realizada com o aparelho Osstell[®]: qualidade óssea (Han et al. 2010; Begg et al. 2009), estabilidade obtida (Oh et al. 2009), desenho do implante (Cho et al. 2009; Lachmann et al. 2011), comprimento (Sim & Lang 2010) ou diâmetro dos implantes (Ohta et al. 2009; Sim & Lang 2010). Fato que justifica este estudo.

Todos os implantes mostraram valores de ISQ acima dos valores recomendados na literatura para indicação da técnica de carga imediata. No GHE os valores foram $73,52 \pm 6,46$ e no GCM $67,02 \pm 6,81$. Considerando que recomenda-se a indicação da técnica quando os valores de ISQ forem acima de 45 (Esposito et al. 1998), 50 (Sim & Lang 2010) os valores aqui encontrados corroboram com os recomendados. No entanto, quando comparou-se a estabilidade primária dos implantes entre os dois grupos (GHE e GCM) foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p=0,001$) com valores mais altos para o GHE. Isso permite entender que a instrumentação cirúrgica realizada para este grupo pode ter favorecido o contato osso implante gerando valores de ISQ mais altos (Lachmann et al. 2011; Da Cunha et al. 2004) ou os valores podem ser mais altos devido ao maior contato que a porção cervical desses implantes

gera com a cortical óssea (Bardyn et al. 2009). Considerando que a utilização da broca *countersink* foi evitada neste grupo e a posição final de instalação foi ao nível ósseo, o contato da cabeça do implante com o osso pode ter gerado mais resistência ao implante no momento em que recebe o estímulo da frequência de ressonância, gerando assim valor de ISQ mais alto. Observa-se que neste grupo de valores mais altos ocorreu a perda de dois implantes (Simunek et al. 2010), índice de sucesso de 83,3%, enquanto o GCM não apresentou nenhuma perda. O índice de sucesso deste grupo (91,7 %) é relativo ao fato de uma paciente ter desistido do estudo.

Quando a estabilidade primária dos implantes é comparada à estabilidade secundária, há controvérsias na literatura. Estudos mostram aumento da estabilidade após o período de cicatrização (Karl et al. 2008) enquanto outros relatam redução (Nedir et al. 2004), dependendo do ISQ inicial (Balshi et al. 2005) e alguns advogam que essa estabilidade tende a permanecer estática (Turkyilmaz et al. 2006). Neste estudo, encontrou-se redução dos valores de ISQ nos dois grupos (GHE e GCM) corroborando com estudo (Nedir et al. 2004). Analisando os dados de estabilidade secundária entre os dois grupos verifica-se que os valores continuam mais altos para o GHE ($72,05 \pm 5,0$) comparado aos valores do GCM ($64,77 \pm 6,84$) continuando a diferença estatisticamente significativa ($p=0,006$). Estudos mostram o comportamento de diferentes desenhos de implantes no momento da instalação ISQ 65 a 75 para implantes HE, e ISQ 55 a 65 para implantes CM (Sennerby & Meredith 2008). No entanto, quando as duas estabilidades são comparadas dentro de cada grupo os valores não apresentam diferença estatisticamente significativa no GHE ($p=0,328$) nem no GCM ($p=0,272$). Esses dados não vão de encontro a observações realizadas por outros estudos que sinalizaram para reduções de ISQ maiores em situações de estabilidade primária mais altas (Melo et al. 2009) e nem com outros estudos que relatam que a estabilidade secundária dos

implantes não altera conforme o tipo de junção, e sim a qualidade do tecido periimplantar (Ostman et al. 2008; Melo et al. 2009; Markovic et al. 2011; Turkyilmaz & McGlumphy 2008; Friberg et al. 1999).

Alterações no protocolo original de carga imediata foram realizadas, substituindo cinco (Tarnow et al. 1997) ou seis (Schinitman et al. 1997) implantes na mandíbula, por quatro implantes interforaminais (Maló et al. 2003; Begg et al. 2009; Naini et al. 2011). Neste estudo buscou-se aplicar o protocolo de 4 implantes interforaminais (Maló et al. 2003; Begg et al. 2009; Naini et al. 2011), inclinando-se os distais em uma angulação de 15 graus e utilizando intermediários retos. Obteve-se um índice de sucesso de 87,5%. Ocorreu perda de dois implantes, como já relatado em um único paciente, tendo outro paciente desistido do estudo. Assim, seguiu-se as orientações colocada em estudo anterior (Albrektsson et al. 1986) que recomenda a consideração de insucesso para os casos que não possam ser acompanhados. O índice de sucesso obtido para os 48 implantes instalados foi de 87,5%. Esse índice está dentro dos padrões relatados por estudos que utilizaram 5 ou 6 implantes (Borges et al. 2010; Ohta et al. 2010; Simunek et al. 2010).

Para avaliar a influência do posicionamento dos implantes no valor da estabilidade primária, no índice de sucesso dos implantes e na estabilidade secundária, os dados foram organizados divididos em GII e GIP. Avaliando os valores de ISQ no TO verifica-se que o GIP apresentou valores de estabilidade mais altos com diferença estatisticamente significativa quando comparados os dois grupos ($p=0,046$). No entanto, na avaliação realizada depois do período de osseointegração (T4), o GIP apresentou valores de estabilidade secundária menores do que os valores de estabilidade primária, com diferença estatisticamente significativa ($p=0,027$). Já o GII apresentou valores de estabilidade secundária maiores do que os valores de estabilidade primária, porém sem

diferença estatisticamente significativa quando comparados aos valores iniciais do T0 ($p=0,423$). Estudos anteriores já relataram redução nos valores do ISQ após o período de osseointegração quando os valores de estabilidade primária são mais altos (Melo et al. 2009). Observaram também diferenças nas leituras com Osstell[®] quando há mais osso marginal (Han et al. 2010). Como os implantes inclinados ficam com uma porção da cabeça em posição sub-crestal na porção distal sugere-se que isso possa interferir nos valores de ISQ. Ocorre que essa é uma parte da configuração biomecânica que recebe cargas do tipo compressivas e, estando no fulcro da configuração. Talvez seja o fato de ter havido mais estabilidade no nível ósseo dessa região que possa ter dado essa influência, corroborando com estudos anteriores que já observaram interferência de posição dos implantes nas leituras (Sim & Lang 2010).

Com base nessas observações parece lícito concluir, que o tipo de desenho cervical dos implantes e a posição cirúrgica de instalação pode interferir nos valores de ISQ.

Referências

1. Albrektsson, T., Jansson, T., Lekholm, U. (1986) Osseointegrated dental implants. *Dental Clinics of North America* **30**:151-174.
2. Alsabeeha, N.H., De Silva, R.K., Thomson, W.M., Payne, A.G. (2010) Primary stability measurements of single implants in the midline of the edentulous mandible for overdentures. *Clinical Oral Implants Research* **21**:563-5666.
3. Balshi, S.F., Allen, F.D., Wolfinger, G.J., Balshi, T.J. (2005) A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **20**:584-594.
4. Baryn, T., Gédet, P., Hallermann, W., Büchler, P. (2009) Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**:1006-1014.

5. Begg, T., Geerts, G.A., Gryzagoridis J. (2009) Stress patterns around distal angled implants in the al.-on-four concept configuration. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **24**:663-671.
6. Borges, A.F., Dias Pereira, L.A., Thomé, G., Melo, A.C., de Mattias Sartori, I.A. (2010) Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* **12**:244-248.
7. Brånemark, P.I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lundkvist, S., Rockler, B. (1983) Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* **4**:25-28.
8. Cho, I.H., Lee, Y.I., Kim, Y.M. A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. (2009) *The Journal of advanced prosthodontics* **1**:124-128.
9. Da Cunha, H.A., Francischone, C.E., Filho, H.N., de Oliveira, R.C. (2004) A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **19**:578-585.
10. Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U., Thomsen, P. (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences* **106**:721-764.
11. 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 Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. **28**:297-303.
12. Gapski, R., Wang, H.L., Mascarenhas, P., Lang, N.P. (2003) Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research* **14**:515-527.
13. Han, J., Lulic, M., Lang, N.P. (2010) Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clinical Oral Implants Research* **21**:605-611.
14. Huang, H.M., Lee, S.Y., Yeh, C.Y., Lin, C.T. (2002) Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research* **13**:65-74.
15. Kacer, C.M., Dyer, J.D., Kraut, R.A. (2010) Immediate loading of dental implants in the anterior and posterior mandible: a retrospective study of 120 cases. *International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. **68**:2861-2867.

16. Karl, M., Graef, F., Heckmann, S., Krafft, T. (2008) Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **19**:214-218.
17. Lachmann, S., Laval, J.Y., Axmann, D., Weber, H. (2011) Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: an in vitro study using resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **26**:347-355.
18. Maló, P., Rangert, B., Nobre, M. (2003) All-on-Four immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* (Suppl. 5) **1**:2-9.
19. Marković, A., Colić, S., Dražić, R., Gacić, B., Todorović, A., Stajčić, Z. (2011) Resonance frequency analysis as a reliable criterion for early loading of sandblasted/acid-etched active surface implants placed by the osteotome sinus floor elevation technique. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **26**:718-724.
20. Melo, A.C., de Freitas, M.C., Bernardes, S.R., de Mattias Sartori, I.A., Bassi, A.P., Thomé, G. (2009) A prospective follow-up study of 44 mandibular immediately loaded implants using resonance frequency analysis: preliminary 1-year results. *Implant Dentistry* **18**:530-538.
21. Meredith, N., Alleyne, D., Cawley, P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research* **7**:261-267.
22. Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., Sennerby, L. (1997) Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clinical Oral Implants Research* **8**:226-233.
23. Naini, R.B., Nokar, S., Borghei, H., Alikhasi, M. (2011) Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **26**:776-781.
24. Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.P., Samson, J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clinical Oral Implants Research* **15**:520-528.

25. Oh, J.S., Kim, S.G., Lim, S.C., Ong, J.L. (2009) A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics*. **107**:513-518.
26. Ohta, K., Takechi, M., Minami, M., Shigeishi, H., Hiraoka, M., Nishimura, M., Kamata, N. (2010) Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *Journal of Oral Rehabilitation*. **37**:131-137.
27. Ostman, P.O., Hellman, M., Sennerby, L. (2008) Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **23**:315-322.
28. Schnitman, P.A., Wöhrle, P.S., Rubenstein, J.E., DaSilva, J.D., Wang, N.H. (1997) Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **12**:495-503.
29. Sennerby, L. & Roos, J. (1998) Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *The International Journal of Prosthodontics* **11**:408-420.
30. Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* **47**:51-66.
31. Sim, C.P. & Lang, N.P. (2010) Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clinical Oral Implants Research* **21**:598-604.
32. Simunek, A., Strnad, J., Kopecka, D., Brazda, T., Pilathadka, S., Chauhan, R., Slezak, R., Capek, L. (2010) Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **25**:1085-1092.
33. Tarnow, D.P., Emtiaz, S., Classi, A. (1997) Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **12**:319-324.
34. Turkyilmaz, I., Tözüm, T.F., Tumer, C., Ozbek, E.N. (2006) A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading. *Journal of Periodontology* **77**:1998-2004.
35. Turkyilmaz, I. & McGlumphy, E.A. (2008) Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health* **24**:32.

6- Referências

- 1 Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1997;8:568–572.
- 2 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
- 3 Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am.* 1986;30(1):151-74.
- 4 Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in relation to dental and general health. *Acta Odontol Scand.* 1981;39:147-53.
- 5 Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):726-32.
- 6 Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
- 7 Alsabeeha NH, De Silva RK, Thomson WM, Payne AG. Primary stability measurements of single implants in the midline of the edentulous mandible for overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(5):563-6. Epub 2010 Mar 11.
- 8 Andrés-García R, Vives NG, Climent FH, Palacín AF, Santos VR, Climent MH, Bullón P. In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(2):E93-7.
- 9 Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(5):743-54.
- 10 Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000;79:1659-63.
- 11 Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(4):274-82.
- 12 Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):584-94.

- 13 Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1006-14.
- 14 Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched suAFRce. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):641-51.
- 15 Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of inter-implant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2010;1;21(4):371-8. Epub 2010. 1.
- 16 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.
- 17 Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the al.-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):663-71.
- 18 Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
- 19 Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomater* 1983;4(1):25-8.
- 20 Brånemark P-I, Zarb, GA, Albrektsson, T. Tissue- integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence. 1985;253-7.
- 21 Breine U, Brånemark PI. Reconstruction of alveolar jaw bone. An experimental and clinical study of immediate and preformed autologous bone grafts in combination with osseointegrated implants. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1980;14(1):23-48.
- 22 Borges AF, Dias Pereira LA, Thomé G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):244-8. Epub 2009.
- 23 Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:10-20.

- 24 Capek L, Simunek A, Slezak R, Dzan L. Influence of the orientation of the Osstell transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: a numerical approach. *Med Eng Phys.* 2009;31(7):764-9. Epub 2009 Mar 17.
- 25 Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):639-44.
- 26 Castellon P, Blatz MB, Block MS, Finger IM, Rogers B. Immediate loading of dental implants in the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(11):1543-9; quiz 1621-2.
- 27 Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1015-32.
- 28 Cho IH, Lee YI, Kim YM. A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability. *J Adv Prosthodont.* 2009;1(3):124-8. Epub 2009 Nov 30.
- 29 D'Hoedt B, Schulte W. Possibilities and long term results of use of Tubinger implants (Frialit). *ZWR.* 1987;96(2):118-21.
- 30 Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. 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):578-85.
- 31 De Smet E, Jaecques S, Vandamme K, Vander Sloten J, Naert I. Positive effect of early loading on implant stability in the bi-cortical guinea-pig model. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):402-7.
- 32 Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of to 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 99-107.
- 33 Degidi M, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after early healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):45-8.

- 34 Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(3):721-64.
- 35 Farré-Pagés N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;1;16(1):e62-7.
- 36 Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):752-9.
- 37 Francischone CE, Oltramari PVP, Vasconcelos LW, Francischone AC, Capellozza Filho L, Henriques JFC. Treatment for predictable multidisciplinary implantology, orthodontics, and restorative dentistry. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15(4):321-6.
- 38 Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):297-303.
- 39 Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-27.
- 40 Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):428-34.
- 41 Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):605-11.
- 42 Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1994;6(9):15-22; quiz 24.
- 43 Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):65-74.
- 44 Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Jul;23(7):832-6. Epub 2011.

- 45 Johansson P, Strid K-G. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;(9):279-88.
- 46 Kacer CM, Dyer JD, Kraut RA. Immediate loading of dental implants in the anterior and posterior mandible: a retrospective study of 120 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68(11):2861-7.
- 47 Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):214-8. Epub 2007 Dec 6.
- 48 Lachmann S, Laval JY, Axmann D, Weber H. Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: an in vitro study using resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):347-55.
- 49 Ledermann P. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1979;34(12):907-11.
- 50 Lee HJ. Estudo comparativo do índice de sucesso e estabilidade de implantes submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas reabilitadas com próteses híbridas com ou sem estrutura rígida [dissertação]. Curitiba: Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2010.
- 51 Li W, Chow J, Hui E, Lee PK, Chow R. Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(12):2653-62.
- 52 Liddelw GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6 Suppl):S126-37.
- 53 Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2-9.
- 54 Melo AC, de Freitas MC, Bernardes SR, de Mattias Sartori IA, Bassi AP, Thomé G. A prospective follow-up study of 44 mandibular immediately loaded implants using resonance frequency analysis: preliminary 1-year results. *Implant Dent*. 2009;18(6):530-8.

- 55 Marković A, Colić S, Dražić R, Gacić B, Todorović A, Stajčić Z. Resonance frequency analysis as a reliable criterion for early loading of sandblasted/acid-etched active surface implants placed by the osteotome sinus floor elevation technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):718-24.
- 56 Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(3):261-7.
- 57 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 Implants Res*. 1997;8(3):226-33.
- 58 Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):491-501.
- 59 Miranda, ME. Considerações oclusais em prótese sobreimplantes. *Implant News*. 2006;3(3):220-31.
- 60 Mondelli, RFL.; Coneglian, EAC.; Mondelli, J. Reabilitação estética do sorriso com facetas indiretas de porcelana. *Bio Odonto Rev Odont*. 2003;1(5):546-47.
- 61 Muller K, Morais J, Feine J. Nutritional and anthropometric analysis of edentulous patients wearing implant overdentures or conventional dentures. *Braz Dent J* 2008;19(2):145-150.
- 62 Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):776-81.
- 63 Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(5):520-8.
- 64 Novaes AB Jr, Barros RR, Muglia VA, Borges GJ. Influence of inter-implant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J Oral Implantol*. 2009;35(1):18-27.
- 65 O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(2):85-92.

- 66 O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(1):48-57.
- 67 Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(4):513-8. Epub 2008 Dec 17.
- 68 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. *J Oral Rehabil.* 2010;37(2):131-7. Epub 2009 Nov 30.
- 69 Olivé J, Aparicio C. Periotest[®] method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):390-400.
- 70 Ortorp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):311-22.
- 71 Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):315-22.
- 72 Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(3):421-4.
- 73 Park JH, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont.* 2009;1(1):19-25. Epub 2009 Mar 31.
- 74 Pieri F, Aldini NN, Fini M, Corinaldesi G. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study. *J Periodontol.* 2009;80(3):411-21.
- 75 Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Valllecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(10):e538-46.
- 76 Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):425-31.
- 77 Rufenacht, CR. *Fundamentos de estética.* São Paulo: Ed. Santos; 1998.

- 78 Sartori IAM. Tratamento interdisciplinar em reabilitação protética sobre implantes. *Implant News* 2007;4(1):10-21.
- 79 Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol.* 1990;16(2):96-105.
- 80 Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):495-503.
- 81 Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):408-20.
- 82 Sennerby, L. Implant integration and stability. In: Palacci, P. (Ed.) *Esthetic implant dentistry. Soft and tissue management.* Chicago:Quintessence.
- 83 Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008;47:51-66.
- 84 Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):598-604.
- 85 Simunek A, Strnad J, Kopecka D, Brazda T, Pilathadka S, Chauhan R, Slezak R, Capek L. Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1085-92.
- 86 Sjöström M, Lundgren S, Nilson H, Sennerby L. 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(1):45-51.
- 87 Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):319-24.
- 88 Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading. *J Periodontol.* 2006;77(12):1998-2004.

- 89 Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008;24, 8:32.
- 90 Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(6):608-12.
- 91 Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest[®] device on endosseous dental implants. *Ann Periodontol*. 2000;5(1):42-55.
- 92 Thomé G, Molinari ARDM, Melo ACM. Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. *ImplantNews* 2004;1(4):303-11.
- 93 Weber HP, Buser D, Donath K, Fiorellini JP, Doppalapudi V, Paquette DW, Williams RC. Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(1):11-9.
- 94 West JD, Oates TW. Identification of stability changes for immediately placed dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):623-30.
- 95 Winkler S, Morris HF, Spray JR. Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. *J Oral Implantol*. 2001;27(4):198-203.
- 96 Yoon HG, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(1):10-5. Epub 2011 Mar 31.

7. Apêndice

7.1 Artigo Científico 3

Artigo enviado à revista Implant News

A importância do planejamento reverso em uma reabilitação estética e funcional por meio da carga imediata. Uma opção rápida e previsível.

Stella Albuquerque*

Ivete Aparecida de Mattias Sartori**

Edilson José Ferreira***

Marcos Rikio Kuabara****

Sueli Sumiyassu*****

*Mestranda em Implantodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO- Curitiba/PR), especialista em Implantodontia (IMPPAR/ILAPEO Londrina/PR)

** Mestre e Doutora em Reabilitação Oral (Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Coordenadora do Mestrado) e Professora do Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba/PR)

*** Mestre em Reabilitação Oral (Universidade de Marília/SP). Doutor em Implantologia na Universidade Sagrado Coração (Bauru /SP). Professor de pós graduação da escola IMPPAR ODONTOLOGIA (Londrina/PR).

**** Mestre em cirurgia e traumatologia Buco-Maxilo Facial (Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho). Professor de pós graduação da escola IMPPAR ODONTOLOGIA (Londrina/PR).

***** Mestranda em Implantodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO- Curitiba/PR), especialista em Prótese (AONP- Londrina/PR)

Autor para correspondência: Stella Cavalcanti de Albuquerque

Rua: 13 de Maio, 1523 – Centro – Cascavel/PR Fone: (45) 3223-0174

Resumo

A carga imediata é um procedimento utilizado na implantodontia e apresenta como vantagens: redução do custo, facilidade técnica e recomposição rápida do edentulismo. No entanto, quando os casos se apresentam com grandes alterações estéticas é importante que a abordagem seja multidisciplinar para que um resultado harmônico possa ser obtido. O objetivo desse trabalho é apresentar a reabilitação estética e funcional de um caso clínico com alta complexidade estética e funcional. Fez-se necessário um planejamento reverso detalhado para definir o plano de tratamento. O arco inferior foi reabilitado com cinco implantes e prótese do tipo protocolo em carga imediata, instalada vinte e quatro horas após o procedimento cirúrgico. Na maxila foram instalados cinco implantes e uma prótese parcial removível. Para aferir a estabilidade primária, foi utilizado a torque de inserção (N.cm) e o Osstell[®] (ISQ). Após o período de quatro meses, foi realizada a reabertura dos implantes da maxila e instalação de uma prótese do tipo protocolo sobre os mesmos. Com base na observação da reabilitação e seu efeito no aspecto facial e psicológico da paciente, parece lícito concluir que a abordagem multidisciplinar é importante para o entendimento e a condução dos casos mais complexos.

Palavras chave: Implante dentário, Próteses e implantes, prótese dentária fixada por implante, carga imediata em implante dentário, estética dentária, sorriso.

Abstract

The importance of reverse planning in cosmetic and functional oral rehabilitation by means of immediate loading. A fast and predictable option.

Immediate loading is a procedure used in dental implants, which has the following advantages: it reduces costs, is technically simple and rapidly restores edentulism. However, when a case involves a major cosmetic change, a multidisciplinary approach is important to achieve a harmonious result. . The objective of this study is to present the aesthetic and functional rehabilitation of a clinical case that had highly complex aesthetic and functional aspects. Detailed reverse planning had to be carried out in order to determine the treatment plan. The mandibular arch was restored with 5 implants and a protocol-type prosthesis under immediate loading, which were installed 24 hours after surgery. Five implants and a removable partial denture were installed in the maxilla. To measure the primary stability, an insertion torque (N.cm) and Osstell[®] (ISQ) were used. After four months, the maxillary implants were reopened and a protocol-type prosthesis was installed. Based on the observation of the rehabilitation and its effect on the facial appearance and the psychological aspect of the patient, it seems reasonable to conclude that a multidisciplinary approach is important in order to understand and treat more complex cases.

Keywords: Implant, Prosthodontics, Implant supported by dental prostheses, cosmetic dentistry, smile

Introdução

Inicialmente os implantes foram propostos para inválidos orais¹⁻², buscando devolver função e conforto. A solução dos problemas relacionados a esses pacientes levou à ampliação da técnica sendo direcionada a pacientes desdentados parciais e totais. Em busca de redução no tempo de tratamento, no número de cirurgias, menor custo e possibilidade de reabilitação mais rápida do edentulismo, pesquisas sugeriram a possibilidade da realização da carga imediata³⁻⁴, com a instalação do implante pós exodôntico ou não, e o carregamento desses implantes com a prótese de 24 a 72 horas. Como os resultados iniciais se mostraram favoráveis, estudos foram conduzidos para que se pudessem entender os fatores necessários para o sucesso da carga imediata, como estabilidade primária e secundária⁵⁻⁶. Apesar de vários estudos apresentarem altos índices de sucesso para a técnica, é importante que toda a equipe envolvida esteja preparada para que seja possível a aplicação da mesma tanto em relação aos aspectos cirúrgicos⁷, quanto aos protéticos⁸, principalmente em casos de grande complexidade estética. Toda essa problemática exige preparo da equipe para que alguns parâmetros, que até então não eram de primeira importância, como aliar a estética à função⁹, fossem compreendidos. Mostra-se necessário um preparo protético cuidadoso e para isso há necessidade de parâmetros que orientem esse planejamento numa abordagem multidisciplinar. Assim sendo, relatar resoluções oferecidas para casos de alta complexidade estética e os métodos utilizados para obtê-la torna-se importante.

Relato de Caso Clínico

Paciente 43 anos, sexo feminino, compareceu à clínica IMPPAR, queixando-se da estética e dificuldade na mastigação. Observou-se um posicionamento inadequado dos elementos dentários, presença de bolsas periodontais, perda de dimensão vertical e extrusão dos elementos (figura 1 A e 1 B).

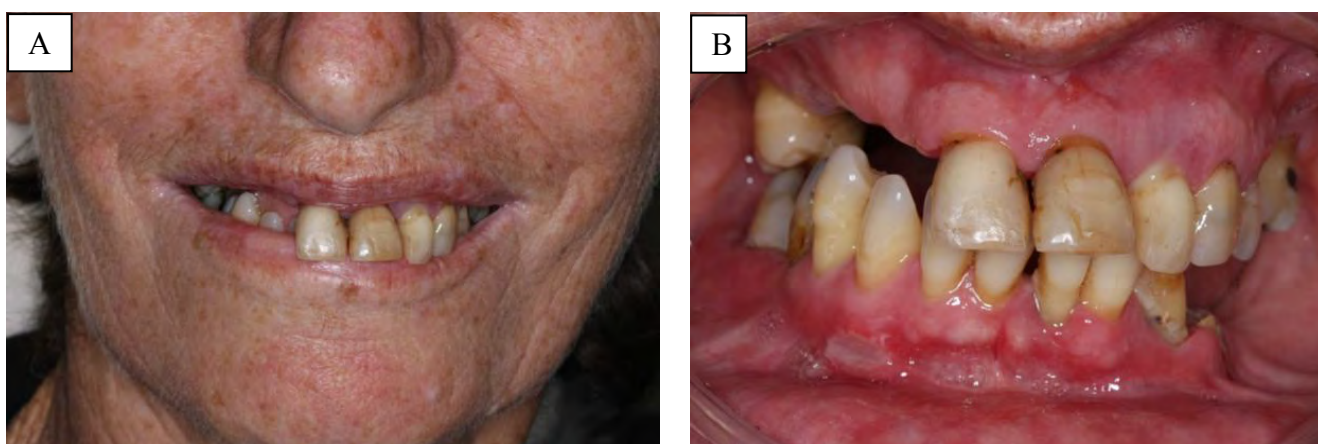


Figura 1-A e B- Sorriso inicial frontal extraoral; (A) vista intraoral afastada (B).

Apresentava condições de higiene oral precárias, sendo necessária uma profilaxia prévia e instrução de higiene oral. Os dentes apresentavam-se com mobilidade grau II e III. Perda de inserção óssea e presença de lesões foram detectadas. Após avaliação clínica e radiográfica foram indicadas extrações dos elementos dentários e verificação das condições anatômicas presentes (figura 2).



Figura 2-Vista Panorâmica inicial.

Na mucosa labial, a região dos dentes 32 e 33 apresentava lesões traumáticas (figura 3A), ocasionadas pelo mal posicionamento do dentes 21 e 22 e overjet acentuado (figura 3B).

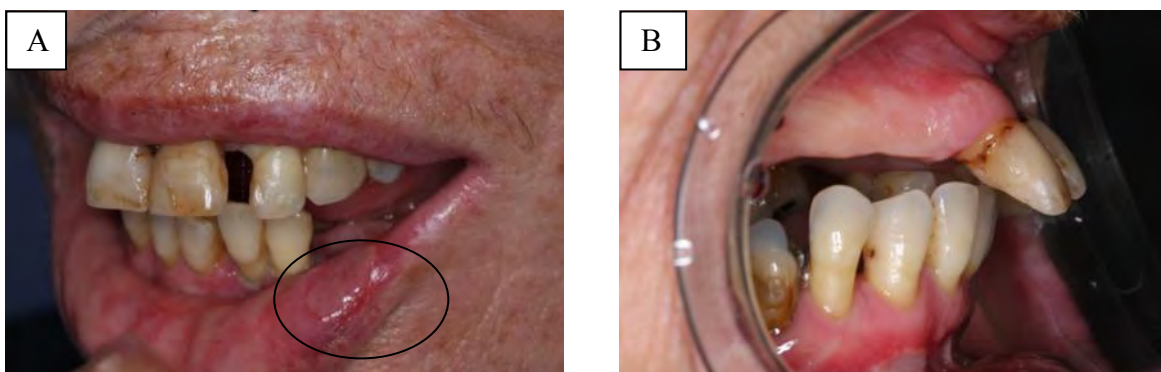


Figura 3-Aspecto extraoral das lesões traumáticas; (A). Aspecto de perfil afastada da overjet acentuada (B).

Os exames laboratoriais hemograma, Tempo de Sangramento, Tempo de Coagulação apresentaram-se sem alterações.

Preparo protético prévio

Para que o preparo protético fosse possível, fatores como visibilidade dental, componentes do sorriso, linha do lábio, linha do sorriso, curvatura do lábio superior, espaço negativo, simetria do sorriso, linha oclusal ou plano frontal de oclusão, foram avaliados (figura 4 A e 4 (B)).

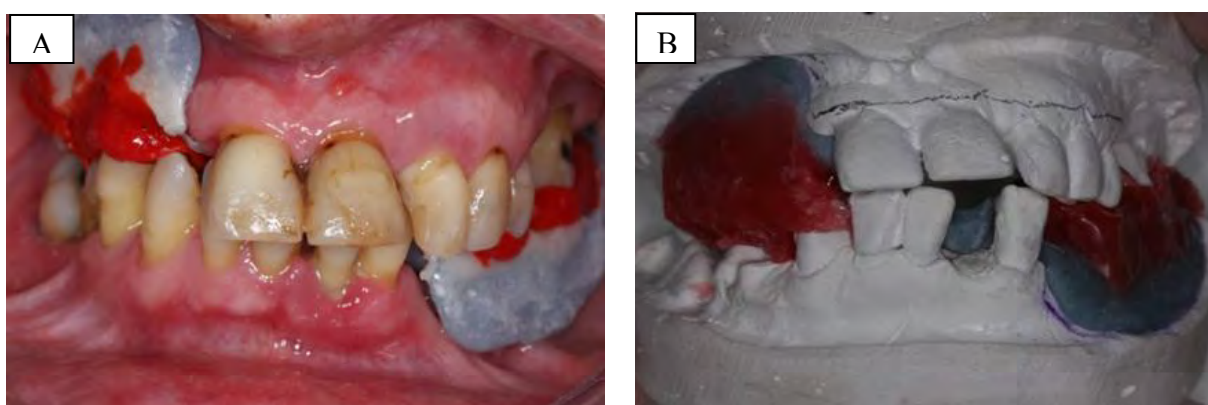


Figura 4-Vista intraoral com plano de orientação (A) modelo de estudo com plano de orientação.

Depois de entendido os aspectos psicológicos e necessidades estéticas e funcionais, foram feitas moldagens preliminares e funcionais, confecção do plano de orientação e ajuste do mesmo, demarcando linha média, linha alta do sorriso, corredor bucal e principalmente, restabelecendo a dimensão vertical de oclusão (DVO). Isso permitiu o estabelecimento do contorno do arco e obtenção das relações maxilo-mandibulares adequadas. Foi realizada a transferência dos modelos para o articulador semi ajustável (ASA). Os dentes de estoque foram escolhidos. A montagem dos dentes nas áreas edêntulas foram realizadas e os mesmos foram provados, o que permitiu a certificação da montagem. Como os elementos dentários remanescentes estavam presentes, foi realizada a regularização do modelo de gesso, com remoção dos mesmos e a montagem dos dentes correspondentes na área. Buscou-se a recuperação das curvas estéticas através da visualização em boca das curvas planejadas e transferência para o modelo por delimitação com lápis (figura 5 A e 5 B). Esse planejamento estético permitiu a montagem dos dentes anteriores, porém, o posicionamento planejado não pode ser confirmado por prova clínica, uma vez que os dentes estavam presentes.



Figura 5-Vista extraoral com a demarcação do nível ósseo ideal; (A) Vista intraoral com a demarcação do nível ósseo ideal (B).

Procedimento Cirúrgico e Protético:

O protocolo medicamentoso aplicado foi maleato de midazolam 20 mg, 30 minutos antes do procedimento cirúrgico e profilaxia antibiótica com amoxicilina (2g) 1 hora antes do procedimento, via oral. A antisepsia externa foi realizada com dicluronato de clorexidina 4%, e a interna com colutório de clorexidina 0,12%. A anestesia foi local, com anestésico tópico e articaína 4%, após a anestesia foi realizada a incisão intrasulcular inferior do elemento 34 ao 45 e superior do 11 ao 24, luxação e avulsão dos elementos 34 ao 45 e 11 ao 24 e em seguida a curetagem dos alvéolos que apresentavam lesões e planificação óssea (figura 6 A e 6 B).

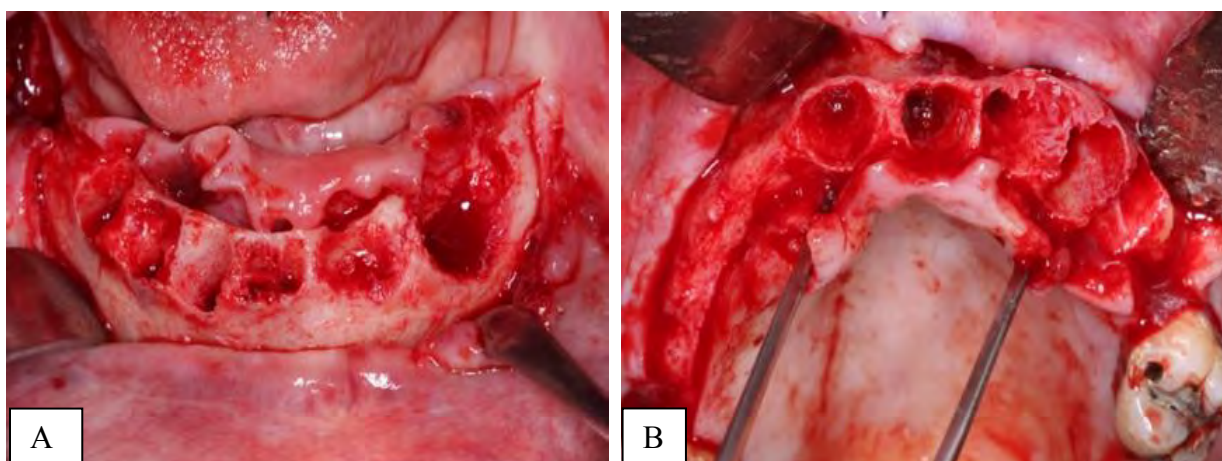


Figura 6-Vista intraoral dos alvéolos curetados e planificação óssea da mandíbula (A); Maxila (B) e instalação dos implantes Titamax (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) mandibulares (dados em anexo na tabela 1).

Os mini pilares cônicos foram escolhidos e instalados posterior a instalação dos implantes (figura 7).



Figura 7-Vista intraoral dos implantes instalados na mandíbula com os intermediários.

Tabela 1- Tabela descritiva do comprimento e diâmetro dos implantes. Tamanho dos intermediários e valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância na mandíbula.

<i>Regiões (md)</i>	<i>Comprimento</i>	<i>Diâmetro</i>	<i>Intermediário</i>	<i>Torque</i> <i>(N.cm)</i>	<i>AFR</i> <i>(ISQ)</i>
1	9mm	4	4mm	45N.cm	60
2	17mm	4	5mm	35N.cm	60
3	17mm	3,75	4mm	50N.cm	62
4	7mm	4	4mm	70N.cm	78
5	15mm	3,75	5mm	60N.cm	72

Os componentes de transferência foram parafusados e foi realizada a sutura com fio de nylon 4.0 (Pattern®- GC- Tokyo, Japão).



Figura 8-União dos cilindros de moldagem inferior com resina acrílica.

O guia inferior foi posicionado. A partir dessa referência, os implantes maxilares foram instalados, os quais não obtiveram torque favorável para carga imediata (figura 9), portanto, os parafusos de cobertura foram instalados e a sutura foi realizada com nylon 4.0, dados dos implantes segue em anexo na tabela 2.



Figura 9-Vista oclusal dos implantes instalados na maxila.

Tabela 2- Tabela descritiva do comprimento e diâmetro dos implantes. Tamanho dos intermediários e valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância na maxila.

<i>Regiões (mx)</i>	<i>Comprimento</i>	<i>Diâmetro</i>	<i>Intermediário</i>	<i>Torque (N.cm)</i>	<i>AFR (ISQ)</i>
1	19mm	4	2mm	35N.cm	54
2	15mm	3,75	3mm	20N	54
3	15mm	4	2mm	20N	60
4	15mm	3,75	4mm	20N	54
5	17mm	4	5mm	20N	52

A prótese parcial superior foi colocada em posição e com o guia inferior foi realizado o registro de mordida (figura 10) e a moldagem de transferência foi realizada com silicone de condensação (Coltex/Coltoflax[®] - Vigodent AS- Rio de Janeiro - Brasil) e guia multifuncional.



Figura 10-Guia inferior posicionado com a prótese parcial removível superior.

A moldagem inferior foi removida e efetuada a instalação dos cilindros de proteção. Foi realizada a prova da barra com a montagem dos dentes inferiores e prova da prótese parcial removível para verificar estética e dimensão vertical. A adaptação da barra foi conferida com a radiografia periapical e inspeção clínica através da sondagem. A prótese protocolo inferior foi instalada quarenta e oito horas após a instalação dos implantes com a prótese parcial removível superior (figura 11).



Figura 11-Prótese protocolo inferior e prótese parcial removível instalada.

Após 6 meses da instalação dos implantes, a prótese parcial removível foi duplicada para a confecção de um guia multifuncional. A reabertura dos implantes superiores foi realizada e os intermediários foram instalados 1(2mm), 2 (3mm), 3(2mm), 4 (4mm) e 5 (5mm). A moldagem superior foi realizada com o guia e silicone de condensação (Coltex/Coltoflax[®] - Vigodent AS- Rio de Janeiro - Brasil). A prova da barra e montagem dos dentes foram realizadas seguindo o protocolo inferior, a prótese protocolo superior foi instalada 48hs após a reabertura. As suturas foram removidas após uma semana. Instruções de higiene e cuidados com alimentação foram passados. A

estabilidade das próteses foi conferida, checando o torque dos parafusos e movimentação da prótese, onde foi detectado ausência de báscula e parafusos firmes. Análise comparativa entre a condição inicial e pós reabilitação (figuras 12, 13, 14).

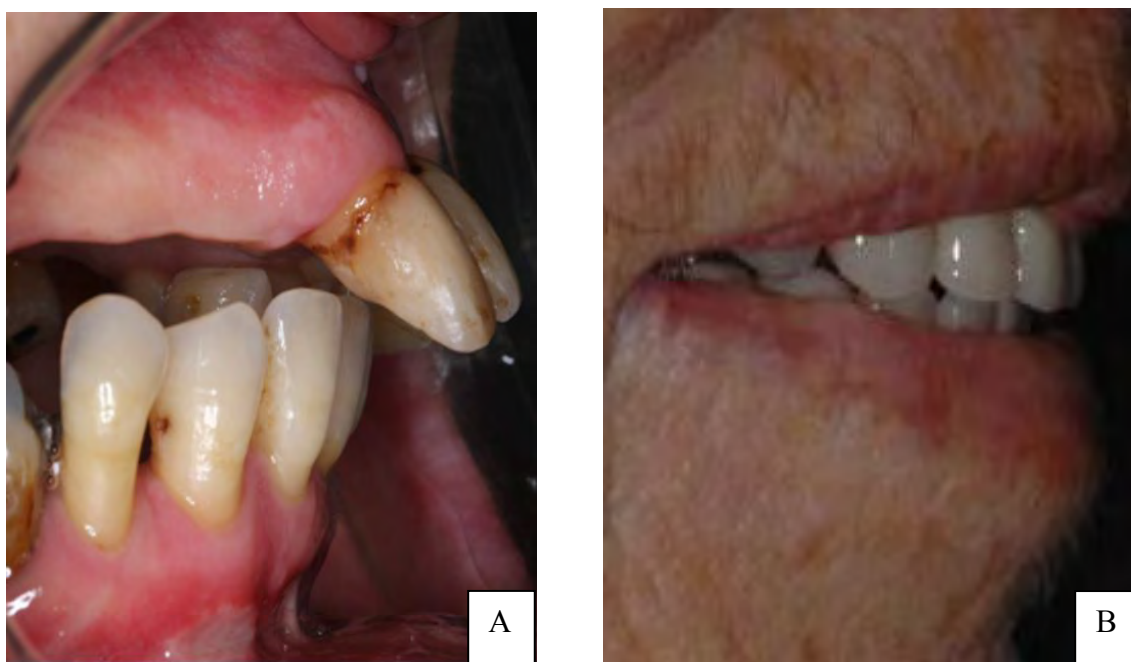


Figura 12-Vista de perfil inicial (A); final (B).

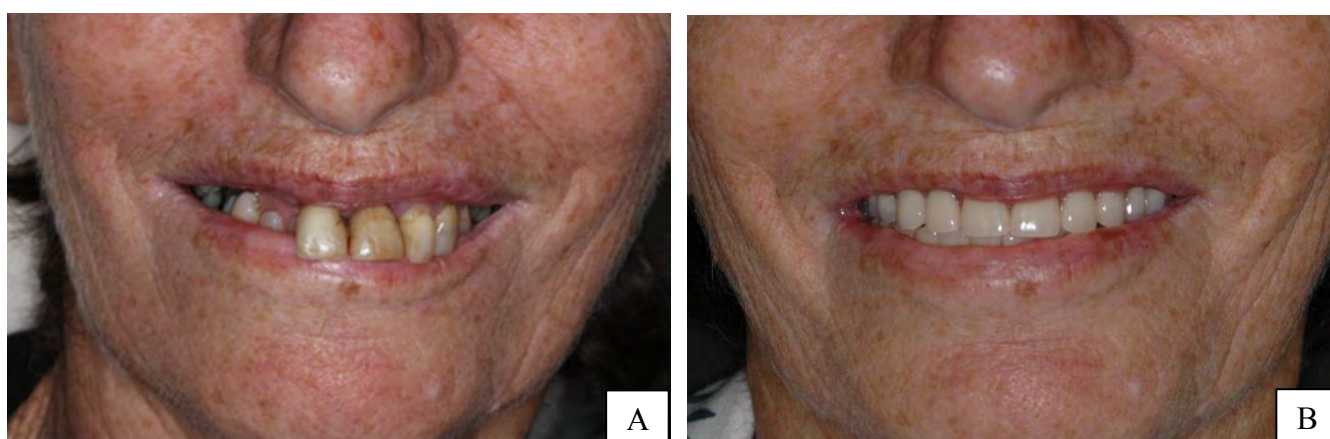


Figura 13-Sorriso inicial (A); sorriso final (B).

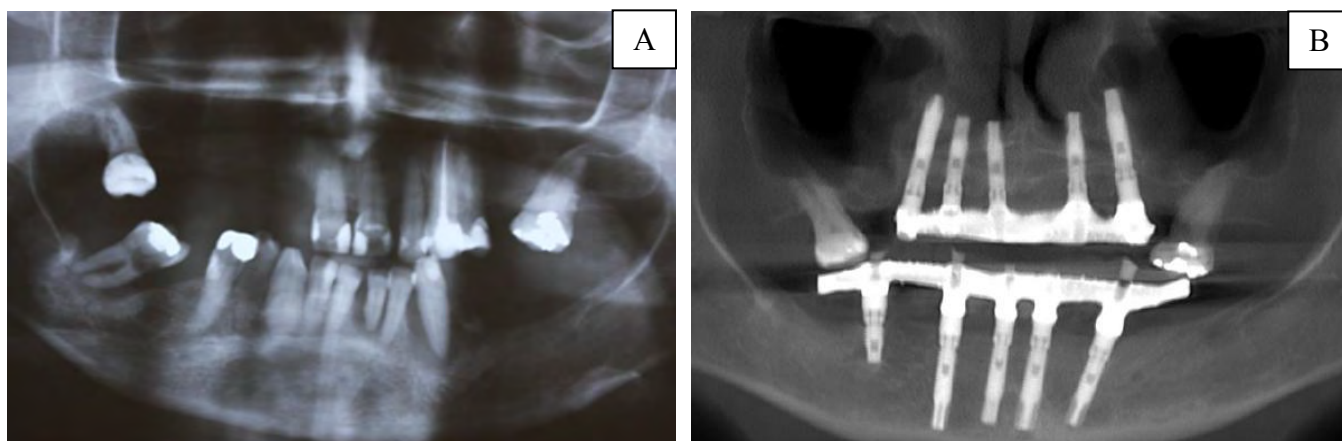


Figura 14-Vista panorâmica inicial (A); final (B).

A capacidade de um indivíduo demonstrar um sorriso é diretamente relacionada à qualidade dos elementos dentais e gengivais que ele possui, e as relações existentes entre dentes e lábios durante o sorriso, e sua integração harmônica na composição facial^{8, 10}.

A avaliação estética e funcional, agregadas ao desejo da paciente, determinará a forma de reabilitação que será proposta.

Dentre os itens a serem avaliados com relação à estética, a visibilidade dental foi avaliada nesse relato de caso clínico. A quantidade de dentes que é exposta quando os lábios estão entreabertos é determinada pela musculatura, pela posição espacial da arcada superior e pelo comprimento do lábio^{8, 11} avaliaram a correlação entre tipo de lábio superior, sexo e idade dos pacientes e concluíram que a média de exposição para mulheres jovens é de 3,4mm. Com base nesses padrões, pode-se concluir que a paciente apresentara um excesso de exposição dentária, em repouso, sorriso natural e fala tanto no plano frontal como no plano sagital, onde se notava também excesso de *overjet*.

A análise do tamanho do terço inferior da face e da proporcionalidade do mesmo com os demais é outro fator de muita importância no planejamento. Situações de

extremo desgaste dentário em decorrência de parafunções nem sempre são acompanhadas de situações de perda de dimensão vertical de oclusão. O organismo lança mão da adaptação e o processo de erupção dentária continua, para que seja reposta a quantidade de estrutura perdida pelo desgaste⁸. No entanto, sinais e sintomas como estalido, dores musculares, e parafunção foram condições observadas no presente caso clínico. Ramfjord e Ash, sugerem que “uma oclusão seja avaliada muito mais pelo modo como ela influencia a função do sistema estomatognático, do que pelo modo como se dá a intercuspidação”. Outra condição sempre colocada para o correto planejamento prévio dos casos é a análise das condições do periodonto de sustentação^{8,12} estruturas ósseas. No caso relatado as condições observadas levaram à indicações de extração de todos os elementos e reabilitação com carga imediata. Para que a reabilitação atinja os objetivos desejados, além das avaliações prévias ao início do preparo, faz-se necessário um estudo minucioso do plano de cera e plano de orientação. Linha média, corredor bucal, linha do sorriso devem ser avaliadas, bem como formato do rosto e tipo físico da paciente, para auxiliar na escolha dos dentes^{9,13-14}. A análise de todos esses fatores permitiu a escolha de dentes menores do que os naturais, seguindo as características faciais.

Um fator fundamental para que a carga imediata obtenha sucesso é a estabilidade primária, que pode ser favorecida pelo desenho do implante, qualidade óssea, técnica cirúrgica entre outros fatores¹⁵. Essa estabilidade é conferida tanto com a chave torque de inserção (45N) como com o Osstell[®] (60 ISQ)¹⁶. Nesse caso clínico relatado, os implantes mandibulares submetidos à carga imediata, obtiveram o ISQ variando de 60 a 78, favorável à carga¹⁶. Enquanto o torque variou de 35 a 70 N.cm, mostrando-se da mesma forma favoráveis à carga imediata¹³, exceto o implante número 2, que o torque foi de 35 N.cm, no entanto, por ser ferulizado e não ser de extremo livre,

não interferiu no resultado final¹⁵. Já os implantes instalados na maxila, devido à baixa qualidade óssea, não mostraram estabilidade satisfatória quando aferidas com torquímetro (20 a 35 N.cm) e nem com AFR (52 a 60), assim sendo foram mantidos submersos por 4 meses. Outra possibilidade de reabilitação na maxila seria a extração total dos dentes superiores e reabilitação com prótese total até que houvesse o reparo ósseo⁹ para que os implantes pudessem ser ancorados de forma diferente, no entanto, isso levaria há um tempo maior para que a reabilitação total fosse realizada. Com relação ao número de implantes, pode variar de dois implantes originando uma “overdenture”¹⁷⁻¹⁸, quatro implantes através da técnica do “all on four”¹⁹ cinco ou mais, dependendo da disponibilidade óssea.

A reabilitação por meio da carga imediata e o uso de protocolos tem se mostrado favorável nas avaliações clínicas, com resultados favoráveis e previsíveis¹³. É indicada tanto para pacientes desdentados parciais, como para pacientes desdentados totais devolvendo de uma forma rápida tanto estética como função¹³⁻¹⁴⁻¹⁵. Isso pode ser comprovado nesse caso.

O uso de equipamentos específicos que permitam a aferição mais precisa da estabilidade dos implantes, pode trazer mais segurança para a indicação da técnica^{6-7,16}.

Conclusão

Observando o resultado obtido e o grau de satisfação da paciente, parece lícito concluir que os métodos e técnicas que estão disponíveis permitem a reabilitação de casos complexos.

Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou royalties, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

Referências

1. Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
3. Ledermann P. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1979;34(12):907-11.
4. Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983;4(1):25-8
5. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-27.
6. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):408-20.

7. 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 Implants Res.* 1997;8(3):226-33.
8. Sartori IAM. Tratamento interdisciplinar em reabilitação protética sobre implantes. *ImplantNews* 2007;4(1):10- 22.
9. Telles D, Hoollweg H, Castellucci L. Prótese total convencional e sobre implantes. Editora Santos: São Paulo, 2003.
10. Rufenacht, C.R. Fundamentos de estética. São Paulo: Ed. Santos; 1998. 375.
11. Vig RG, Brundo GC. The kinetics of anterior tooth display. *J Prosthet Dent.* 1978;39(5):502-4.
12. Ramjord, S., Ash, M. M. Oclusión. 2.ed. México: Interamericana, 1972.
13. Thomé G, Molinari ARDM, Melo ACM. Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. *ImplantNews* 2004;1(4):303-11.
14. Brånemark P-I, Zarb, G.A., Albrektsson, T. Tissue- integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985; p. 253-57.
15. Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of to 24 months *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):99-107.
16. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-67.
17. Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T. Fixed prosthetic implant restoration of the edentulous maxilla: a systematic pretreatment evaluation method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:112-22.
18. Bueno-Samper A, Hernández-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010 Mar 1;15(2):e375-8.
19. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2-9.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões (variáveis quantitativas) ou por frequências e percentuais (variáveis qualitativas). Para avaliação da correlação entre medidas, foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson. Para a comparação entre os tipos de implante em relação às medidas avaliadas, foi considerado o teste *t de Student* para amostras dependentes ou o teste não paramétrico de Wilcoxon, quando apropriado. Para a comparação entre as medidas da torque de inserção, do Ostell implante e do Ostell intermediário em cada tipo de implante, foi considerado o modelo de análise da variância com medidas repetidas. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0.

RESULTADOS

Estatísticas descritivas de variáveis demográficas

Idade					
N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
12	61,9	60,0	38,0	82,0	12,9

Gênero	Frequência	Percentual
Feminino	6	50,0
Masculino	6	50,0
Total	12	100,0

Estatísticas descritivas de comprimento, diâmetro, intermediário, torque de inserção, Osstell® Implante e Osstell® intermediário

Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas das variáveis avaliadas no estudo, considerando-se os quatro implantes (CM1, CM2, HE1 e HE2)

Variável	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Comprimento	CM1	12	13,50	14,00	11,00	17,00	2,11
	CM2	12	13,33	14,00	11,00	17,00	2,23
	HE 1	12	13,33	13,00	11,00	17,00	2,23
	HE 2	12	13,67	13,00	11,00	17,00	2,15
Diâmetro	CM1	12	3,75	3,75	3,75	3,75	0,00
	CM2	12	3,88	3,75	3,75	5,00	0,36
	HE 1	12	3,78	3,75	3,75	4,10	0,10
	HE 2	12	3,80	3,75	3,75	4,10	0,12
Intermediário	CM1	12	3,75	3,50	2,50	4,50	0,62
	CM2	12	3,38	3,50	2,50	4,50	0,80
	HE 1	12	2,50	2,50	2,00	3,00	0,52
	HE 2	12	2,08	2,00	1,00	4,00	0,79
Torque de inserção	CM1	12	69,17	80,00	45,00	80,00	14,28
	CM2	12	70,83	80,00	45,00	80,00	14,28
	HE 1	12	72,08	80,00	40,00	80,00	14,99
	HE 2	12	75,83	80,00	50,00	80,00	9,96
ARF Implante	CM1	12	61,88	63,50	49,00	68,50	5,45
	CM2	12	67,17	67,25	48,00	79,50	10,10

	HE 1	12	70,21	72,25	54,50	84,00	8,39
	HE 2	12	71,67	72,25	62,00	82,00	6,29
<hr/>							
ARF	CM1	12	66,54	68,25	49,00	73,50	6,22
Intermediário	CM2	12	67,75	68,00	51,00	81,00	8,38
	HE 1	12	73,83	73,25	59,50	86,00	7,04
	HE 2	12	73,38	75,25	60,00	81,00	7,54
<hr/>							

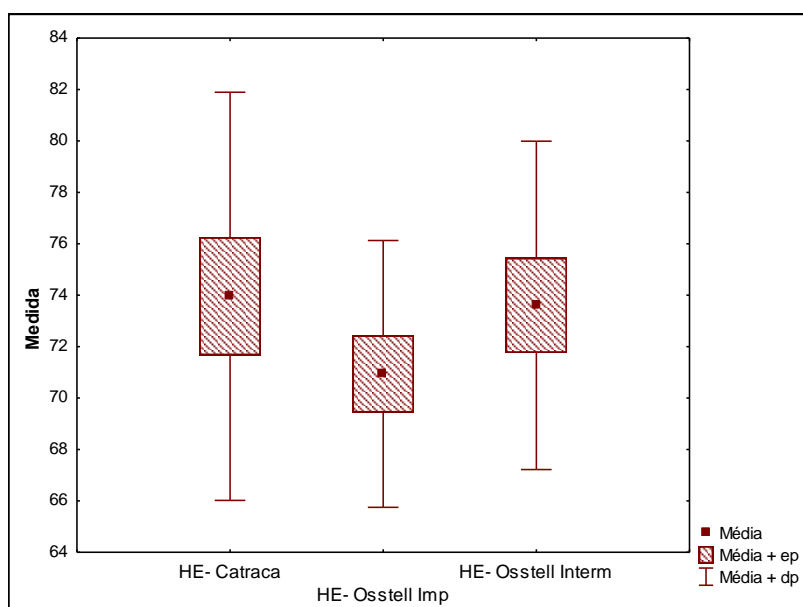
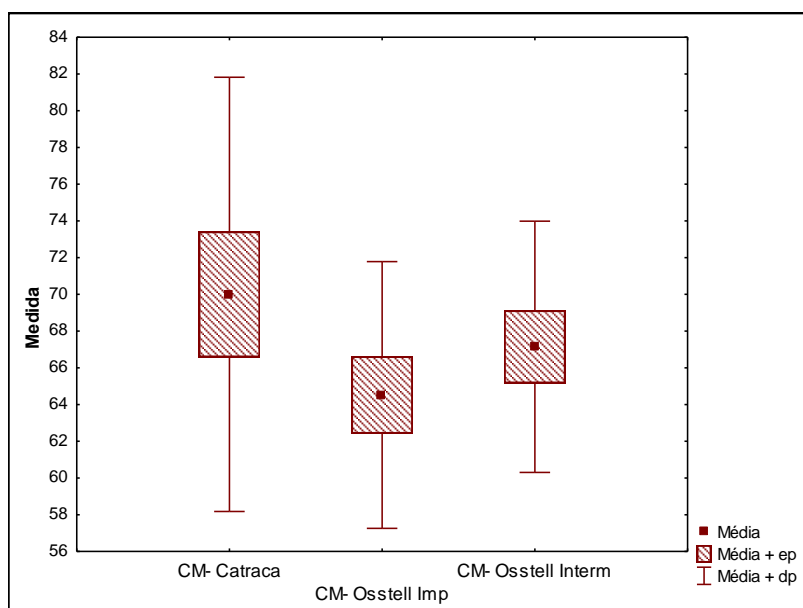
Para as análises apresentadas a seguir foram consideradas as médias das medidas de CM1 e CM2 e as médias das medidas de HE1 e HE2.

Comparação entre as medidas de torque de inserção e as medidas do Osstell

Tanto para implante CM como para implante HE, testou-se a hipótese nula de que as médias das medidas do torque de inserção, do Osstell[®] implante e do Osstell[®] intermediário são iguais, versus a hipótese alternativa de que pelo menos uma das medidas é diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de cada medida e os valores de p dos testes estatísticos.

Implante	Medida	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
CM	TI	12	70,0	75,0	45,0	80,0	11,8	0,191
	ARF implante	12	64,5	65,5	50,0	71,8	7,3	
	ARF intermediário	12	67,1	67,6	50,0	75,5	6,8	
HE	TI	12	74,0	80,0	60,0	80,0	7,9	0,223
	ISQ implante	12	70,9	69,0	64,5	83,0	5,2	
	ISQ intermediário	12	73,6	74,3	59,8	81,5	6,4	

Para os dois tipos de implante, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das medidas do TI, ISQ implante e ISQ intermediário.



Avaliação da correlação entre as medidas do torque de inserção e as medidas do ISQ

Para cada um dos tipos de implante (CM e HE), estimou-se o coeficiente de correlação de Pearson, entre a medida do torque de inserção e as medidas do ISQ (implante e intermediário) e entre as medidas do ISQ implante e intermediário. Em seguida, testou-se a hipótese nula de que o coeficiente de correlação é igual à zero

(ausência de correlação), versus a hipótese alternativa de que o coeficiente de correlação é diferente de zero (existe correlação entre as duas medidas). Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Implante	Medidas	n	Coeficiente de correlação de Pearson	Valor de p
CM	TI x ISQ Imp	12	0,409	0,187
	TI x ISQ Interm	12	0,375	0,230
	ISQ x ISQ Interm	12	0,458	0,134
HE	TI x ISQ Imp	12	0,528	0,078
	TI x ISQ Interm	12	0,627	0,029
	ISQ Imp x ISQ Interm	12	0,487	0,108

Para o implante CM não foi encontrada correlação significativa entre as medidas avaliadas. Já para o implante HE, existe correlação positiva e significativa entre a medida do torque de inserção e a medida ISQ intermediário ($p=0,029$), indicando que valores baixos (altos) da medida da torque de inserção correspondem a valores baixos (altos) da medida do ISQ intermediário. Também para HE, foi observada uma tendência a significância estatística na correlação entre a medida do torque de inserção e a medida do ISQ implante ($p=0,078$).

Comparações entre os dois tipos de implante em relação ao comprimento, diâmetro e intermediário

Para as variáveis comprimento e intermediário, testou-se a hipótese nula de que as médias são iguais para CM e HE, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Para o diâmetro, testou-se a hipótese nula de que os resultados dessa medida são iguais para CM e HE, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes.

Variável	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
Comprimento	CM	12	13,42	14,00	11,00	17,00	2,15	
	HE	12	13,50	13,00	11,00	17,00	2,11	
	Dif CM-HE	12	-0,08	0,00	-2,00	2,00	1,16	0,809*
Diâmetro	CM	12	3,81	3,75	3,75	4,38	0,18	
	HE	12	3,79	3,75	3,75	4,10	0,10	
	Dif CM-HE	12	0,02	0,00	-0,35	0,63	0,22	0,855**
Intermediário	CM	12	3,56	3,50	3,00	4,50	0,54	
	HE	12	2,29	2,25	1,50	3,50	0,58	
	Dif CM-HE	12	1,27	1,00	0,25	2,00	0,62	<0,001*

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

**Teste não-paramétrico de Wilcoxon, $p < 0,05$

Para a medida do intermediário, foi encontrada diferença significativa entre os implantes CM e HE ($p < 0,001$). O implante CM tem média significativamente maior do

que o implante HE. Para comprimento e diâmetro, não foi encontrada diferença significativa entre os dois tipos de implante.

Comparações entre os dois tipos de implante em relação às medidas do torque de inserção, ISQ implante e ISQ intermediário

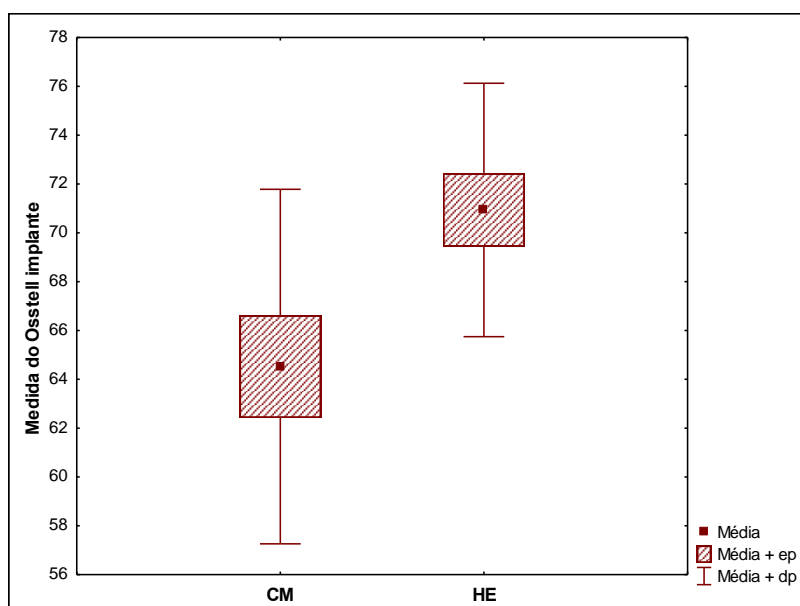
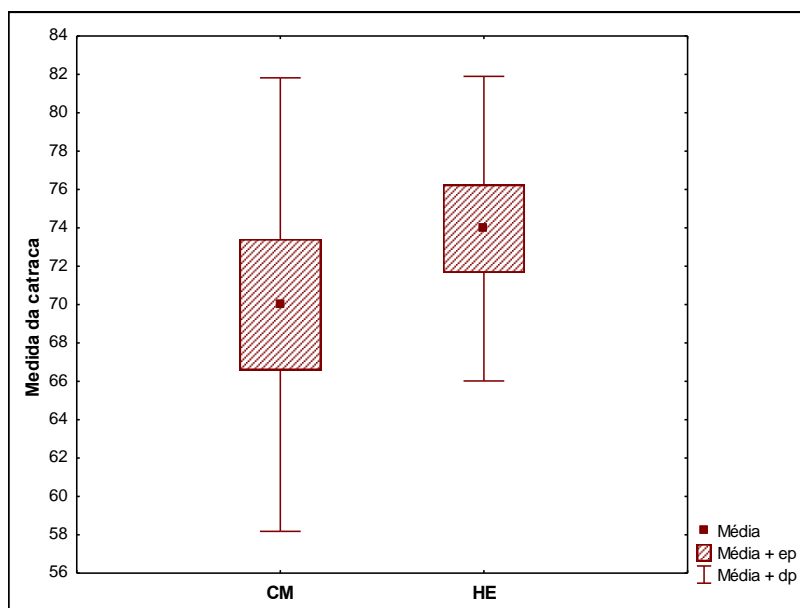
Para cada uma das variáveis, testou-se a hipótese nula de que as médias são iguais para CM e HE, versus a hipótese alternativa de médias diferentes.

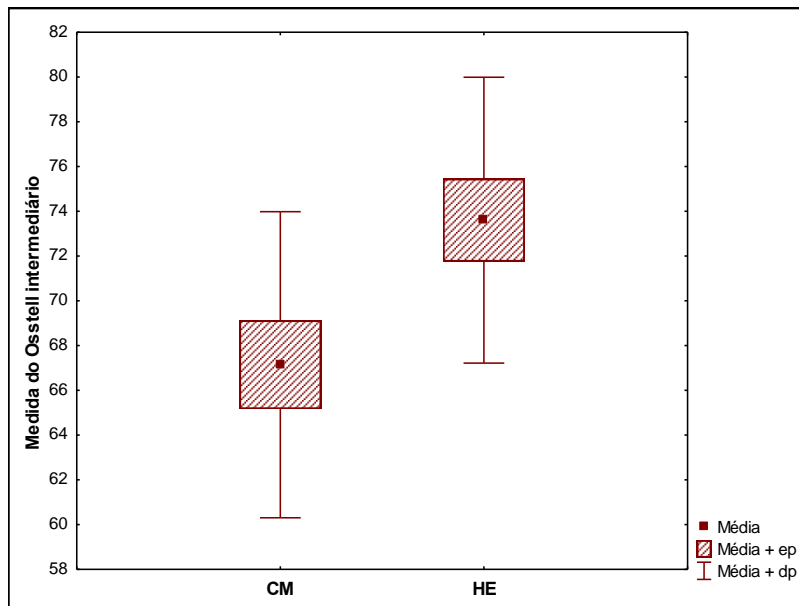
Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas para cada tipo de implante e os valores de p dos testes estatísticos.

Variável	Implante	N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
TI	CM	12	70,00	75,00	45,00	80,00	11,82	
	HE	12	73,96	80,00	60,00	80,00	7,94	
	Dif CM-HE	12	-3,96	-2,50	-17,50	17,50	10,79	0,230
ISQ implante	CM	12	64,52	65,50	50,00	71,75	7,26	
	HE	12	70,94	69,00	64,50	83,00	5,19	
	Dif CM-HE	12	-6,42	-6,00	-17,75	4,00	7,29	0,011
ISQ intermediário	CM	12	67,15	67,63	50,00	75,50	6,84	
	HE	12	73,60	74,25	59,75	81,50	6,39	
	Dif CM-HE	12	-6,46	-7,38	-12,25	3,00	4,81	0,001

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

Para as medidas do ISQ implante e ISQ intermediário, foram encontradas diferenças significativas entre os implantes CM e HE. Para as duas medidas, o implante CM tem média significativamente menor do que o implante HE. Para a medida do torque de inserção, não foi encontrada diferença significativa entre os dois tipos de implante.





Comparação entre as medidas do TI e as medidas do ISQ

Para cada um dos implantes CM1, CM2, HE1, HE2, para a média de CM1 com HE1 (implantes inclinados) e média de CM2 com HE2 (implantes paralelos), testou-se a hipótese nula de que as médias das medidas do torque de inserção, do ISQ implante e do ISQ intermediário são iguais, versus a hipótese alternativa de que pelo menos uma das medidas é diferente das demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de cada medida e os valores de p dos testes estatísticos.

Implante	Medida	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
CM1	TI	12	69,17	80,00	45,00	80,00	14,28	
	ISQ implante	12	61,88	63,50	49,00	68,50	5,45	
	ISQ intermediário	12	66,54	68,25	49,00	73,50	6,22	0,097
CM2	TI	12	70,83	80,00	45,00	80,00	14,28	
	ISQ implante	12	67,17	67,25	48,00	79,50	10,10	
	ISQ intermediário	12	67,75	68,00	51,00	81,00	8,38	0,623
HE1	TI	12	72,08	80,00	40,00	80,00	14,99	
	ISQ implante	12	70,21	72,25	54,50	84,00	8,39	
	ISQ intermediário	12	73,83	73,25	59,50	86,00	7,04	0,600
HE2	TI	12	75,83	80,00	50,00	80,00	9,96	
	ISQ implante	12	71,67	72,25	62,00	82,00	6,29	
	ISQ intermediário	12	73,38	75,25	60,00	81,00	7,54	0,438
Média CM1 e HE1	TI	12	70,63	75,00	42,50	80,00	11,92	
	ISQ implante	12	66,04	67,38	51,75	72,25	5,90	
	ISQ intermediário	12	70,19	70,75	54,25	76,50	6,11	0,141
Média CM2 e HE2	TI	12	73,33	80,00	55,00	80,00	9,07	
	ISQ implante	12	69,42	70,00	62,00	76,00	5,39	
	ISQ intermediário	12	70,56	69,88	55,50	80,50	6,63	0,290

Em todas as comparações, não foi encontrada diferença significativa entre as médias das medidas do TI, ISQ implante e ISQ intermediário.

Avaliação da correlação entre as medidas do torque de inserção e as medidas do ISQ (para CM1, CM2, HE1, HE2)

Para cada um dos tipos de implante, estimou-se o coeficiente de correlação de Pearson, entre a medida do TI e do ISQ (implante e intermediário) e entre as medidas do ISQ implante e intermediário. Testou-se a hipótese nula de que o coeficiente de correlação é igual à zero (ausência de correlação), versus a hipótese alternativa de que o coeficiente de correlação é diferente de zero (existe correlação entre as duas medidas). Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Implante	Medidas	n	Coeficiente de correlação de Pearson	Valor de p
CM1	TI x ISQ Imp	12	0,35	0,266
	TI x ISQ Inter	12	0,35	0,259
	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,72	0,008
CM2	TI x ISQ Imp	12	0,24	0,449
	TI x ISQ Inter	12	0,23	0,476
	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,29	0,362
HE1	TI x ISQ Imp	12	0,46	0,134
	TI x ISQ Inter	12	0,45	0,138
	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,21	0,509
HE2	TI x ISQ Imp	12	-0,01	0,976
	TI x ISQ Inter	12	0,02	0,944
	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,22	0,488
CM1 E HE1	TI x ISQ Imp	12	0,68	0,014
	TI x ISQ Inter	12	0,55	0,065

	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,53	0,079
CM2 E				
HE2	TI x ISQ Imp	12	0,35	0,270
	TI x ISQ Inter	12	0,14	0,664
	ISQ Imp x ISQ Inter	12	0,51	0,089

Para o implante CM1 foi encontrada correlação significativa entre ISQ implante e ISQ intermediário ($p=0,008$). Para a média dos implantes CM1 e HE1 (inclinados) encontrada correlação significativa entre a medida do TI e ISQ implante ($p=0,014$).

Comparações entre os dois tipos de implante em relação às medidas do TI, ISQ implante e ISQ intermediário

Para cada uma das variáveis TI, ISQ implante e ISQ intermediário, testou-se a hipótese nula de que as médias são iguais para CM e HE, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Esta análise foi feita para comparar CM1 com HE1, para comparar CM2 com HE2, para comparar a média de CM1 e HE1 (inclinados) e para comparar a média de CM2 e HE2 (paralelo).

Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas para cada tipo de implante e os valores de p dos testes estatísticos.

Variável	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
TI	CM1	12	69,17	80,00	45,00	80,00	14,28	
	HE1	12	72,08	80,00	40,00	80,00	14,99	
	Dif CM1- HE1	12	-2,92	0,00	-35,00	35,00	16,98	0,564
ISQ implante	CM1	12	61,88	63,50	49,00	68,50	5,45	
	HE1	12	70,21	72,25	54,50	84,00	8,39	
	Dif CM1- HE1	12	-8,33	-7,00	-23,50	2,00	7,80	0,004
ISQ intermediário	CM1	12	66,54	68,25	49,00	73,50	6,22	
	HE1	12	73,83	73,25	59,50	86,00	7,04	
	Dif CM1- HE1	12	-7,29	-6,75	-19,00	-1,00	5,20	0,001

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

Variável	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
TI	CM2	12	70,83	80,00	45,00	80,00	14,28	
	HE2	12	75,83	80,00	50,00	80,00	9,96	
	Dif CM2- HE2	12	-5,00	0,00	-35,00	20,00	16,65	0,321
ISQ implante	CM2	12	67,17	67,25	48,00	79,50	10,10	
	HE2	12	71,67	72,25	62,00	82,00	6,29	
	Dif CM2- HE2	12	-4,50	-3,00	-28,00	13,50	12,91	0,253
ISQ intermediário	CM2	12	67,75	68,00	51,00	81,00	8,38	
	HE2	12	73,38	75,25	60,00	81,00	7,54	
	Dif CM2- HE2	12	-5,63	-5,25	-23,50	7,00	8,86	0,050

*Teste *t de Student* para amostras pareadas, $p < 0,05$

Variável	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
TI	CM1 e HE1	12	70,63	75,00	42,50	80,00	11,92	
	CM2 e HE2	12	73,33	80,00	55,00	80,00	9,07	
	Dif	12	-2,71	0,00	-20,00	17,50	12,63	0,473
ISQ implante	CM1 e HE1	12	66,04	67,38	51,75	72,25	5,90	
	CM2 e HE2	12	69,42	70,00	62,00	76,00	5,39	
	Dif	12	-3,38	-3,63	-11,00	4,25	4,66	0,029
ISQ intermediário	CM1 e HE1	12	70,19	70,75	54,25	76,50	6,11	
	CM2 e HE2	12	70,56	69,88	55,50	80,50	6,63	
	Dif	12	-0,37	-0,63	-6,50	7,00	3,24	0,696

*Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$

Comparação entre HE e CM no momento T0 e no momento T4

Para esta análise foram consideradas as médias de ISQ intermediário dos implantes 1 e 2 e as médias de ISQ intermediário dos implantes 3 e 4.

Em cada um dos momentos de avaliação (T0 e T4), testou-se a hipótese nula de que a média dos implantes HE é igual à média dos implantes CM, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas e os valores de p.

Avaliação	Implante	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
T0	HE	12	73,52	74,25	59,75	81,50	6,46	0,001
	CM	12	67,02	67,38	50,00	75,50	6,81	
T4	HE	10	72,05	72,00	62,75	77,75	5,00	0,006
	CM	11	64,77	67,00	50,00	73,50	6,84	

*Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$

Comparação dos momentos de avaliação T0 e T4, dentro de HE e de CM

Para cada um dos tipos de implante (HE e CM), testou-se a hipótese nula de que a média no momento T0 é igual à média no momento T4, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas e os valores de p.

Implante	Avaliação	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
HE	T0	12	73,52	74,25	59,75	81,50	6,46	0,328
	T4	10	72,05	72,00	62,75	77,75	5,00	
	DIF T4-T0	10	-1,53	-1,63	-8,50	4,75	4,66	
CM	T0	12	67,02	67,38	50,00	75,50	6,81	0,272
	T4	11	64,77	67,00	50,00	73,50	6,84	
	DIF T4-T0	11	-2,11	0,00	-14,50	5,25	6,03	

*Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$

Comparação dos grupos GII e GIP, dentro de cada momento

Para esta análise foram consideradas as médias de ISQ intermediário dos implantes 1 e 4 e as médias de ISQ intermediário dos implantes 2 e 3.

Em cada um dos momentos de avaliação (T0 e T4), testou-se a hipótese nula de que a média dos implantes do grupo GII é igual à média dos implantes do grupo GIP, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas e os valores de p.

Avaliação	Grupo	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
T0	GII	12	68,85	70,25	54,50	77,50	6,53	0,046
	GIP	12	71,69	73,38	55,25	79,50	6,48	
T4	GII	9	69,31	71,00	57,00	74,25	5,47	0,125
	GIP	10	67,48	69,25	55,75	72,25	5,06	

*Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$

Comparação dos momentos de avaliação T0 e T4, dentro do grupo GII e do grupo GIP

Para cada um dos grupos (GII e GIP), testou-se a hipótese nula de que a média no momento T0 é igual à média no momento T4, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas e os valores de p.

Grupo	Avaliação	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p*
GII	T0	12	68,85	70,25	54,50	77,50	6,53	0,423
	T4	9	69,31	71,00	57,00	74,25	5,47	
	DIF T4-T0	9	1,58	2,50	-6,25	9,50	5,62	
GIP	T0	12	71,69	73,38	55,25	79,50	6,48	0,027
	T4	10	67,48	69,25	55,75	72,25	5,06	
	DIF T4-T0	10	-4,00	-2,50	-12,50	0,50	4,80	

*Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$

ÍNDICE DE SUCESSO

CM x HE em relação ao índice de sucesso

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes CM e implantes HE, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Para esta avaliação não foram incluídos os 2 casos de desistência.

Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Sucesso	CM	HE
Não	0 (0%)	2 (20%)
Sim	10 (100%)	8 (80%)
Total	10	10

O índice de sucesso estimado dos implantes CM é de 100% e dos implantes HE é de 80%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,474$).

GII x GIP em relação ao índice de sucesso

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes GII e implantes GIP, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Para esta avaliação não foram incluídos os 2 casos de desistência.

Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Sucesso	GII	GIP
Não	1 (10%)	1 (10%)
Sim	9 (90%)	9 (90%)
Total	10	10

O índice de sucesso estimado dos implantes GII é de 90% e dos implantes GIP é de 90%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=1$).

CM x HE em relação ao índice de sucesso (sem excluir pacientes que desistiram)

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes CM e implantes HE, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Para esta avaliação foram incluídos os 2 casos de desistência.

Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Sucesso	CM	HE
Não	2 (16,7%)	4 (33,6%)
Sim	10 (83,3%)	8 (66,7%)
Total	12	12

O índice de sucesso estimado dos implantes CM é de 83,3% e dos implantes HE é de 66,7%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,320$).

GII x GIP em relação ao índice de sucesso (sem excluir pacientes que desistiram)

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes GII e implantes GIP, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Para esta avaliação foram incluídos os 2 casos de desistência.

Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Sucesso	GII	GIP
Não	3 (33,3%)	3 (33,3%)
Sim	9 (66,7%)	9 (66,7%)
Total	12	12

O índice de sucesso estimado dos implantes GII é de 66,7% e dos implantes GIP é de 66,7%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=1$).

Índice de sucesso considerando os implantes

No tempo T0 não foram perdidos implantes. Com isso, o índice de sucesso foi de 100% para HE, CM, GII e GIP.

No tempo T4, foram perdidos 6 dos 48 implantes. Sendo assim, o índice geral de sucesso está estimado em 87,5% com intervalo de confiança de 95% dado por 78,1% a 96,9%. Isso indica que temos 95% de chance de que o intervalo de 78,1% a 96,9% contenha o índice de sucesso dos implantes na população estudada.

Tempo T4 (HE x CM)

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes CM e implantes HE, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos no tempo T4.

Sucesso	CM	HE
Não	2 (8,3%)	4 (16,7%)
Sim	22 (91,7%)	20 (83,3%)
Total	24	24

O índice de sucesso estimado dos implantes CM é de 91,7% e dos implantes HE é de 83,3%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,666$).

Tempo T4 (GII x GIP)

Testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de sucesso do implante é igual para implantes GII e implantes GIP, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Sucesso	GII	GIP
Não	3 (12,5%)	3 (12,5%)
Sim	21 (87,5 %)	21(87,5%)
Total	24	24

O índice de sucesso estimado dos implantes GII e GIP é de 87,5%. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=1$).

Nome: _____	Número: _____	Idade: _____
Ex. Inicial: _____	Profissional: _____	
Inst. dos Implantes: _____	Profissional: _____	
Inst. da Prótese: _____	Profissional: _____	

Avaliação Inicial:

Tempo de edentulismo na mandíbula: _____

Usa PT inferior?

- (1) Sim
(2) Não

Usa PT superior?

- (1) Sim
(2) Não

Hábitos parafuncionais? _____

Procedimento cirúrgico:

Mandíbula	1	2	3	4
Qualidade óssea (1-4)				
Quantidade óssea (A-E)				
Tipo de Implante				
Comprimento do Implante				
Diâmetro do Implante				
Diâmetro da última broca				
Leitura catraca (N.cm)				
Percepção do cirurgião				
Remoção do implante (data)				

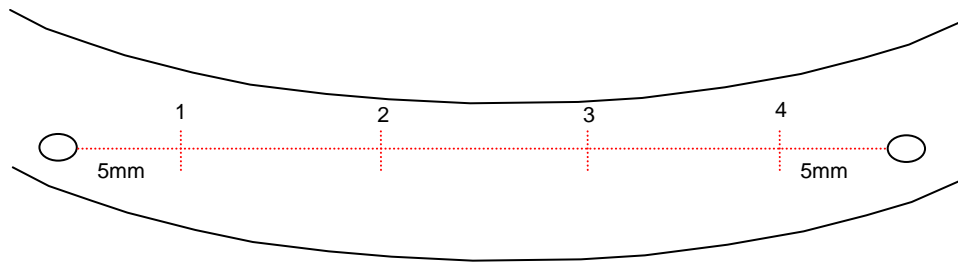
Pesquisador: _____

Sondagem Peri-implantar

Tempo/Implante	1				2				3				4			
	M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L
T0 (____/____/____)																
T4 (____/____/____)																

Pesquisador: _____

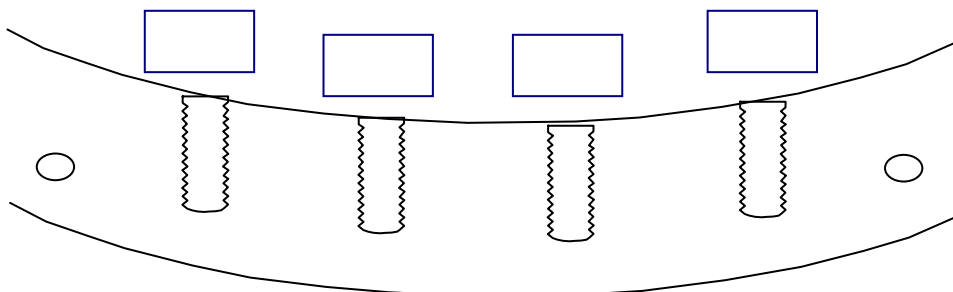
Altura e Espessura de tecido mole:



	1	2	3	4
<i>Distância da crista à porção móvel do tecido</i>				
<i>Espessura do tecido</i>				

Pesquisador: _____

Altura do minipilar:



Altura do MPC em relação à margem gengival:

	1	2	3	4
<i>T0</i>				
<i>T4</i>				

Ao nível gengival: 0 Acima do nível gengival: + XXmm Abaixo do nível gengival: - XXmm

Pesquisador: _____

Avaliação Radiográfica:

Tempo/Implante	1				2				3				4			
	M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L
T0 (____/____/____)																
T4 (____/____/____)																

Pesquisador (T0): _____

Pesquisador (T4): _____

Dados doOsstell (Nível do Implante):

	1			2			3			4		
	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média
T0												
T4												

Pesquisador (T0): _____

Pesquisador (T4): _____

Dados do Osstell (Nível dos Intermediários):

	1			2			3			4		
	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média	Vest.	Prox.	Média
T0												
T4												

Pesquisador (T0): _____

Pesquisador (T4): _____

Avaliação Clínica – 4 meses:

Parafuso 1:

- (1) Apertado
- (2) Não apertado

Sinais de parafunção:

- (1) Sim
- (2) Não

Parafuso 2:

- (3) Apertado
- (4) Não apertado

Necessidade de ajuste oclusal:

- (1) Sim
- (2) Não

Parafuso 3:

- (5) Apertado
- (6) Não apertado

Queixas em relação à prótese superior:

- (1) Sim
- (2) Não

Parafuso 4

- (7) Apertado
- (8) Não apertado

Qual? _____

Condição da adaptação da prótese:

- (1) passiva
- (2) não passiva

Observações:

Pesquisador: _____

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“Análise da estabilidade e do comportamento tecidual peri-implantar de implantes hexágono externo e cone Morse suportes de prótese fixa tipo protocolo em mandíbulas”

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa **“Análise da estabilidade e do comportamento tecidual peri-implantar de implantes hexágono externo e cone Morse suportes de prótese fixa tipo protocolo em mandíbulas”**, realizada no IMPPAR, Londrina. O objetivo da pesquisa é **avaliar ao longo do tempo como os implantes e as próteses se comportarão após a reabilitação oral.**

A sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: **primeiramente você receberá o tratamento que consistirá na instalação de implantes no maxilar inferior e uma prótese que será fixada por parafusos nos mesmos. Para o maxilar superior será feita nova prótese total removível (dentadura). Serão feitas medidas nos implantes com aparelhos específicos para avaliara a estabilidade dos mesmos e também radiografias. Após o término do tratamento serão necessários retornos para os controles agendados. Nessas sessões haverá controle da higienização, da cicatrização e novas medidas nos implantes para verificar se tudo está correndo bem. Também serão realizadas radiografias de controle.**

Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar da pesquisa, ou mesmo desistir de participar a qualquer

momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Os benefícios esperados são em relação à qualidade de saúde oral. No entanto o fato de receber o tratamento não está associado à concordância, ou não, em participar da pesquisa.

A área operada poderá apresentar inchaço e/ou dor caso não haja repouso, caso as medicações indicadas não sejam respeitadas, e os demais cuidados recomendados não sejam cumpridos. Pode também ocorrer rompimento dos pontos, o que poderá trazer sérias complicações se os cuidados recomendados em relação à alimentação não forem cumpridos. Pode ocorrer algum desconforto gástrico, devido ao uso do medicamento (antibiótico), o que pode ser controlado com protetores gástricos. Por outro lado, tudo isso que foi relatado refere-se ao procedimento, não havendo nenhum risco a mais para sua saúde associado à pesquisa. Por fim, caso haja perda da estabilidade do implante instalado, será feita recolocação de novo implante sem nenhum custo envolvido, e que eventuais reparos necessários na prótese provisória serão realizados sem custo.

Informamos que o senhor não pagará, nem será remunerado por sua participação. Garantimos, no entanto, que caso ocorra perda total dos implantes ou algum fator que impeça a instalação da prótese fixa que propusemos, garantimos instalar uma nova prótese total do tipo removível, devolvendo assim a mesma condição de reabilitação da época do início do tratamento. Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos pode nos contactar **Stella Cavalcanti de Albuquerque, Sueli Sumiyassu Ana Cláudia M. Melo, Ivete Aparecida de Mattias Sartori,**

Edilson José Ferreira e Marcos Rikio Kuabara nos endereços **Rua Jacarezinho 656, Mercês, Curitiba** ou **Av. Arthur Tomas, 100, Jd. Bandeirantes, Londrina/PR** ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, na Avenida Robert Kock, nº 60, ou no telefone 3371 – 2490. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas, devidamente preenchida e assinada entregue a você.

Londrina, ___ de _____ de 2011.

Pesquisador Responsável

RG:: _____

_____ (nome por extenso do sujeito de pesquisa), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

8. Anexos

 Universidade Estadual de Londrina	
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS Universidade Estadual de Londrina Registro CONEP 268	
Parecer CEP/UEL: 055/2011 CAAE: 0037.0.268.000-11 Processo: 3128/2011 Folha de Rosto: 413654	Londrina, 12 de maio de 2011.
Pesquisador(a): Ana Cláudia Moreira Neto Unidade/Órgão: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico	
Prezado(a) Senhor(a): O "Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina" (Registro CONEP 268) – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto: "Análise da Estabilidade e do Comportamento Tecidual Perimplantar de Implantes Hexágono Externo e Cone Morse Suportes de Prótese Fixa Tipo Protocolo em Mandíbulas"	
Situação do Projeto: APROVADO Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá apresentar ao CEP/UEL relatório final da pesquisa.	
Atenciosamente,  Prof. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos Universidade Estadual de Londrina	
<small> Expediente: Rua Francisco de Assis, 1.300 - Jardim Universitário - Londrina - Paraná - CEP: 86051-900 - Fone: (41) 3361-1000 - Fax: (41) 3361-1001 - E-mail: cep@uel.br Website: www.uel.br - Rua Francisco de Assis, 1.300 - Jardim Universitário - Londrina - Paraná - CEP: 86051-900 - Fone: (41) 3361-1000 - Fax: (41) 3361-1001 - E-mail: cep@uel.br </small>	

Normas de publicação do Artigo 1

http://www.quintpub.com/journals/omi/gp.php?journal_name=OMI

Normas de publicação do Artigo 2

<http://www.wiley.com/bw/submit.asp?ref=0905-7161>

Normas de publicação do Artigo 3

<http://www.implantnews.com.br/pdf/Normas.pdf>