

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Eloana Thomé

Estudo comparativo de duas formas de medição da estabilidade de implantes cone Morse e índice de sucesso quando submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas com dois tipos de prótese (com e sem barra rígida).

CURITIBA

2011

Eloana Thomé

Estudo comparativo de duas formas de medição da estabilidade de implantes cone Morse e índice de sucesso quando submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas com dois tipos de prótese (com e sem barra rígida).

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

Orientadora: Prof. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

CURITIBA

2011

Thomé, Eloana

T465e Estudo comparativo de duas formas de medição da estabilidade de implantes cone morse e índice de sucesso quando submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas com dois tipos de prótese (com e sem barra rígida). Curitiba, 2011

147 f. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2011

Orientadora: Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori.

Bibliografia

1.Implantes Dentários. 2. Carga Imediata. 3. Prótese Dentária. 4. Torque. I. Título.

Eloana Thomé

Estudo comparativo de duas formas de medição da estabilidade de implantes cone Morse e índice de sucesso quando submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas com dois tipos de prótese (com e sem barra rígida).

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Aprovada em: 27/04/2011

Dedicatória

Dedico este trabalho a todos os pesquisadores que estão em busca de soluções para os problemas que afligem a humanidade. Sua contribuição para o bem comum é imensurável.
A eles, minha admiração e meu respeito.

Agradecimentos

A todos os professores que estiveram conosco nessa caminhada. Em especial, à Professora Ana Cláudia Melo, Professor Luis Eduardo Padovan, Professora Ana Paula Bassi e Professor Roberto Shimizu. Obrigada pela paciência, dedicação e por todos os ensinamentos que nos passaram com muita verdade e clareza.

Aos colegas de Mestrado, por sua companhia nesses vinte e quatro meses de convivência, tornando nosso curso mais divertido e agradável. Em especial, ao Dr. Jaques Luiz, Dra. Rogéria Acedo Vieira, Dra. Rosa Cristina de Souza e Dra. Roseli Latenek, pela grande ajuda na realização das cirurgias deste projeto.

A todos os funcionários do ILAPEO, por sua dedicação e compromisso. Em especial, à Dra. Josiane Gama, que nos ajudou muito na organização das aulas e dos atendimentos. Por seu cuidado e preocupação, muito obrigada!

A meus queridos pacientes do projeto, que se tornaram pessoas especiais para mim, não somente por me ajudarem na realização desta pesquisa, estando sempre disponíveis quando eram solicitados, mas também por serem pessoas muito carinhosas, compreensivas e, muitas vezes, incentivadoras. Espero ter contribuído para o bem-estar de vocês, da mesma forma como contribuíram para meu aprimoramento.

Agradecimentos Especiais

À querida Prof. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori, pela orientação na execução desta dissertação. Seu exemplo de humildade e sabedoria me inspira a ser melhor como profissional e como pessoa. Muito obrigada por seu profissionalismo, por sua simpatia e transparência.

A meu tio e Mestre, Prof. Dr. Geninho Thomé, que me incentivou a trilhar pelos caminhos da Odontologia. Sua contribuição na melhoria da qualidade de vida dos pacientes que agora têm a possibilidade de ser reabilitados com implantes, por obra dos profissionais envolvidos com a Implantodontia, é um legado histórico.

À empresa Neodent, que nos disponibilizou, sem custo, todo o material envolvido nesta pesquisa, tornando possível sua realização.

Ao laboratório de prótese Adércio Buche, por ter contribuído na execução das reabilitações dos pacientes desta pesquisa com excelência, mesmo sem lucro financeiro.

À minha família maravilhosa! Meu marido Leonardo, meus pais Geraldo e Ieda e meus irmãos Aragana e Júnior. Obrigada pelo incentivo constante na busca do saber e pela compreensão com minha ausência na dedicação a este trabalho. Amo muito vocês!

Muito obrigada!

Sumário

Resumo

Abstract

1. Introdução.....	14
2. Revisão de Literatura	
2.1 Implantes com Conexão Tipo Cone Morse.....	18
2.2 Reabilitações Orais com Carga Imediata em Mandíbulas Edêntulas com e sem Barra Rígida.....	21
2.3 Estudos Realizados com Análise de Frequência de Ressonância (AFR).....	28
3. Proposição	
3.1 Objetivo Geral.....	39
3.2 Objetivo Específico.....	39
4. Material e Métodos	
4.1 Seleção da Amostra.....	40
4.2 Preparo Protético Prévio.....	41
4.3 Procedimentos Cirúrgicos.....	49
4.3.1 Instalação do Implante e Utilização da Catraca Torquímetro.....	53
4.4 AFR e coleta de dados.....	55
4.5 Escolha dos Intermediários e AFR.....	57
4.6 Procedimentos Protéticos.....	59
4.7 Protocolo Medicamentoso.....	60
4.8 Formação dos Grupos que Teriam as Reabilitações Acompanhadas (G1 e G2).....	61
4.9 Fase Laboratorial.....	61
4.9.1 Procedimentos Protéticos na Técnica da Barra Rígida com Cimentação Passiva.....	63

4.9.2	Procedimentos Protéticos na Técnica da Barra Distal.....	68
4.10	Procedimentos Prévios e Instalação das Próteses.....	70
4.10.1	Instalação das Próteses com Barra Rígida e Radiografias.....	71
4.10.2	Instalação das Próteses com Barra Distal e Radiografias.....	73
4.11	Remoção da Sutura.....	74
4.12	Avaliações Clínicas (T4 e T8).....	75
4.13	Análise Estatística.....	76
5.	Artigos Científicos	
5.1	Artigo 1.....	78
5.2	Artigo 2.....	93
6.	Referências.....	115
7.	Apêndice	
7.1	Resultados referentes ao “Artigo 1”.....	120
7.2.	Resultados referentes ao “Artigo 2”.....	123
7.3	Tabelas.....	129
7.4	Termo de consentimento livre e esclarecido.....	142
8.	Anexos	
8.1.	Normas das revistas de publicação.....	145
8.2	Comitê de Ética.....	145

Resumo

Com o objetivo de avaliar a correlação entre duas formas de aferição da estabilidade primária de implantes (torque de instalação e análise de frequência de ressonância) e também o comportamento longitudinal dos implantes quando submetidos a diferentes tipos de prótese esse trabalho foi idealizado. Vinte e três pacientes foram convidados a participar da pesquisa. Foram instalados cinco implantes de junção tipo cone Morse entre os forames mentuais (total de cento e quinze implantes) e, durante a instalação, foram feitas medições da estabilidade primária com catraca torquímetro (Neodent[®], Curitiba, Brasil) e com o aparelho que utiliza a análise de frequência de ressonância (Osstell[™] Mentor). Desses, 14 indivíduos (setenta implantes) concordaram em se submeterem a acompanhamentos periódicos. Foram então divididos em dois grupos, segundo o tipo de prótese: com barra rígida (cilindros para técnica da cimentação passiva - G1) e sem barra rígida (Sistema Barra Distal, Neodent[®] - G2). Os demais pacientes foram reabilitados também com próteses fixas. Todos os cento e quinze implantes foram avaliados quanto ao comportamento, mas somente os setenta implantes que estavam instalados nos quatorze pacientes do acompanhamento periódico foram submetidos a novas medidas da estabilidade nos tempos quatro e oito meses. Para verificar se a distribuição dos dados era normal, foi aplicado o teste Shapiro-Wilk's. Pelo teste de Pearson o coeficiente de correlação (r) foi igual a (-) 0,07703 e p-valor igual a 0,41. Esses valores tendem a não correlação entre as duas formas de medição. As medidas de estabilidades iniciais (T0), quatro meses (T4) e oito meses (T8) foram comparadas estatisticamente nos dois grupos, analisando-se as variáveis tempo e tipo de prótese. A média do ISQ para o G1 no T0 foi de 70,4±3,02; no T4, 69,8±2,28 e no T8, 70,6±1,64. Para o G2, a média do ISQ no T0 foi de 68,6±1,54; no T4 de 68,2±1,42 e no T8, 68,6±2,00. Na análise entre os diferentes grupos nos mesmos tempos, quando G1 foi comparado ao G2 no T0, o p-valor foi de 0,18; no T4, o p-valor foi de 0,16 e no T8 o p-valor foi de 0,06. Estes resultados sugerem que não há diferença significativa entre as medidas de ISQ no G1 e no G2 com o passar do tempo. Na análise entre os diferentes tempos no mesmo grupo, o p-valor obtido para G1 entre T0 e T4 foi de 0,65; entre T4 e T8 de 0,46 e entre T0 e T8 de 0,91. Para G2, o p-valor obtido entre T0 e T4 foi de 0,67; entre T4 e T8 de 0,74 e entre T0 e T8 de 0,98. Esses resultados também demonstram p-valores maiores que 5%, sendo a diferença estatística não significativa entre os diferentes tempos de medição, dentro do mesmo grupo. Nenhum implante mostrou dor ou mobilidade. O índice de sucesso dos implantes foi 100%. Assim sendo, concluiu-se que apesar das duas formas de medir a

estabilidade não terem mostrado correlação, são parâmetros aceitáveis de avaliação da estabilidade para indicação da técnica e que a presença de barra rígida não interferiu no índice de estabilidade dos implantes.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Carga Imediata, Prótese Dentária, Torque.

Abstract

Aiming to assess the correlation between two ways of measuring the primary stability of implants (insertion torque and resonance frequency analysis) and also the longitudinal behavior of the implants when subjected to different types of prosthesis, this study was designed. Twenty-three patients were invited to participate. Five implants were installed type Morse taper junction between the foramina mentuales (total of one hundred and fifteen implants), and during the installation, measurements were made of primary stability with a ratchet wrench (Neodent[®], Curitiba, Brazil) and with the device that uses analysis of resonance frequency (Osstell[™] Mentor). Of these, fourteen patients (seventy implants) agreed to undergo periodic follow-ups. They were then divided into two groups according to type of prosthesis, with rigid bar (cylinder technique for cementing passive - G1) and without rigid bar (Sistema de Barra Distal - Neodent[®] - G2). The other patients were also rehabilitated with fixed prostheses. All one hundred and fifteen implants were evaluated for, but only seventy implants that were installed in fourteen patients underwent regular monitoring for new measures of stability in times four and eight months. To verify the data distribution was normal, we applied the Shapiro-Wilk's Test. The Pearson Test correlation coefficient (r) was equal to (-) 0.07703 and p-value of 0.41. These values tend not correlation between the two forms of measurement. The initial measures of stability (T0), four months (T4) and eight months (T8) were statistically compared in both groups, analyzing the variables of time and type of prosthesis. The mean ISQ for G1 was 70.4 ± 3.02 at T0, 69.8 ± 2.28 at T4 and 70.6 ± 1.64 at T8. For G2, the mean ISQ was 68.6 ± 1.54 at T0, 68.2 ± 1.42 at T4 and 68.6 ± 2.00 at T8. In the analysis between the different groups at the same times, when G1 to G2 was compared at T0, p-value was 0.18, at T4, 0.16 and at T8, 0.06. These results suggest that there is no significant difference between the measures of ISQ in G1 and G2 over time. In the analysis between the different times in the same group, p-value obtained for G1 between T0 and T4 was 0.65, between T4 and T8, 0.46 and between T0 and T8, 0.91. For G2, p-value obtained between T0 and T4 was 0.67, between T4 and T8 of 0.74 and between T0 and T8 of 0.98. These results also show p-values greater than 5%, with no significant statistical difference between the different measurement times within the same group. No implant showed pain or mobility. The success rate of implants was 100%. Therefore, we concluded that despite the two ways of measuring the stability have not shown a correlation, are acceptable parameters

for evaluating the stability of the technique and to indicate that the presence of rigid bar did not affect the stability index of the implants.

Key words: Dental Implants; Dental Implant Loading, Immediate; Dental Prosthesis; Torque.

1. Introdução

Com a descoberta da osseointegração por Brånemark, a Implantodontia, desenvolvida em meados do século XX, criou possibilidades de realização de reabilitações fixas aos portadores de próteses dentárias totais ou parciais removíveis (BRÅNEMARK et al., 1977; ADELL et al., 1981). A Odontologia beneficiou-se, e muito, com o surgimento dos implantes osseointegrados. O planejamento dos casos ficou mais arrojado, permitindo ao clínico, maiores e melhores opções de tratamento.

A técnica inicialmente proposta por Brånemark et al., 1977, exigia um tempo de cicatrização de 3 a 6 meses antes da aplicação de carga sobre os implantes e, além disso, uma cirurgia adicional de reabertura para exposição da porção superior da fixação à qual se conecta a prótese, pois esta ficava totalmente submersa nos tecidos bucais.

Muitos pacientes edêntulos totais ou parciais que buscavam a terapêutica de implantes dentários apresentavam resistência ao tratamento pelo fato de, durante o período de espera da osseointegração, terem que submeter-se aos inconvenientes do uso de uma prótese provisória removível ou mesmo ficar sem nenhuma temporização (LAZZARA et al., 1996). Tal fato motivou um número crescente de estudos que analisaram a possibilidade de não-submersão dos implantes (HENRY & ROSENBERG, 1994; ERICSSON et al., 1997) e aplicação precoce ou imediata de carga sobre eles.

Em 1979, Ledermann propôs pela primeira vez na literatura o carregamento imediato de implantes osseointegráveis após a cirurgia, obtendo uma osseointegração bem sucedida. Durante as décadas subsequentes, inúmeros autores, questionando a obrigatoriedade de vários procedimentos recomendados pelo grupo de Brånemark, realizaram pesquisas em animais e humanos confirmando a viabilidade da aplicação imediata de carga sobre implantes com taxas de sucesso tão altas quanto as obtidas pelo

procedimento convencional, desde que certas condições fossem observadas (BABBUSH, KENT & MISIEK, 1986; SALAMA et al., 1995; TARNOW, EMTIAZ & CLASSI 1997; BRÅNEMARK et al., 1999; ROMANOS et al., 2002). Brånemark et al., 1999, ratificaram o sucesso clínico da instalação de implantes no protocolo tradicional, destacando a notável capacidade de regeneração e remodelação exibidas tanto pelo tecido ósseo cortical quanto pelo medular. Assim foi desenvolvido o Conceito Novum™, baseado na instalação de implantes com carga imediata.

A estabilidade primária tem sido considerada o fator principal de avaliação para se determinar se o implante pode ou não ser submetido à carga imediata, principalmente para casos unitários e parciais que não contam com a ferulização rígida e bilateral dos arcos totais (DEGIDI & PIATELLI, 2005), sendo até considerado o seu uso como primeiro parâmetro (NEVES et al., 2008). Segundo Padovan et al., 2008, a estabilidade primária pode ser medida de várias maneiras. Uma delas é o torque de instalação do implante, medido em Newtons. centímetro (N.cm). Existem hoje no mercado torquímetros manuais com escalas graduadas que mostram o valor de torque durante a instalação do implante, bem como a visualização da obtenção ou não de um torque progressivo. Ou seja, à medida que o implante vai sendo inserido no alvéolo, se o torque for progressivo, haverá um aumento proporcional do valor numérico do torque, o que é o mais desejado. A análise de frequência de ressonância (AFR) é outro método de diagnóstico que mede a estabilidade do implante. Um transdutor é parafusado sobre o implante ou sobre o componente protético. O Osstell™ une o transdutor, a análise computadorizada e a fonte de captação em uma só máquina, como o modelo proposto por Meredith, 1998. Estudo indica que um coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) maior que 60 caracteriza um implante com possibilidade de suporte de prótese imediata. Valores entre 40 e menor que 60 devem ser entendidos como recomendação de tempo de espera sem carga, enquanto que valores de ISQ menores que 40 indicariam um implante em potencial risco de falha (SENNERBY & MEREDITH, 2008). Estudo de Degidi et al., 2006, mostrou que houve

menor reabsorção óssea em implantes com valores maiores de ISQ. Apesar de não estar estabelecido o valor exato do limiar de tolerância do tecido ósseo à micromovimentação, tudo deve ser feito para tentar eliminá-la ou torná-la a menor possível, evitando a interposição de tecido fibroso entre tecido ósseo e o implante. Como parâmetro clínico para aferição, na ausência de aparelhos específicos, recomenda-se o uso das catracas torquímetro. É necessário saber se as duas medidas apresentam relação entre si. E, em caso positivo, qual a extensão dela.

Além do cuidado para obtenção da estabilidade primária, a qualidade da prótese foi entendida como um fator de importância, pois será por seu intermédio que as cargas mastigatórias serão transmitidas aos implantes, atuando também como agente de contenção destes últimos (SKALAK, 1983). Diversos estudos comprovaram o bom prognóstico e longevidade do tratamento com uso de barras rígidas (RAWDOW et al., 1999; BRÅNEMARK et al. 2001; VIEIRA et al., 2006; DEGIDI, NARDI & PIATELLI, 2009; MELO et al., 2009; BORGES et al., 2010). Em busca de simplificação técnica e redução de custos, surgiu a proposta de confecção de próteses mandibulares em carga imediata sem a presença de barras rígidas, tendo sido apresentados sistemas de componentes especiais para uso direto em boca e captura de próteses pré-existentes (LAZZARA et al., 2004; THOMÉ et al., 2006). Estudo utilizando o Método do Elemento Finito (MEF), com o objetivo de comparar as resultantes de cargas axiais e oblíquas em implantes carregados com estruturas não-rígidas, apresentaram valores de tensões no osso cortical inferiores às máximas toleradas pelo osso preconizadas pela literatura de 167 MPa (TEIXEIRA et al., 2008). Além disso, acompanhamentos clínicos de casos reabilitados sem barra rígida mostraram excelentes resultados (NARY, 2007; RABELO, 2009). Estudo comparativo entre os dois esquemas de próteses foi conduzido encontrando índices de sucesso similares entre os dois grupos, utilizando implantes de hexágono externo (LEE, 2011). No entanto, nenhum estudo foi encontrado comparando os dois tipos de próteses utilizando implantes de conexão cônica interna.

Considerando-se a importância da existência de trabalhos clínicos comparativos que possam elucidar a necessidade ou não da presença das barras rígidas nas reabilitações, utilizando-se da proposta de implantes com conexão protética tipo cone Morse e também, a necessidade de estudos comparativos entre as diferentes formas de medir a estabilidade dos implantes, idealizou-se este estudo.

2. Revisão de Literatura

2.1 Implantes com Conexão Tipo Cone Morse

Norton (1997) testou as junções do implante com o intermediário e deste com a prótese em dois diferentes sistemas: um cônico (Astra Tech - Mölndahl, Suécia) e um hexagonal externo (Brånemark - Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). O teste foi dividido em duas partes: primeiro, era avaliada a junção pilar/implante e depois, a junção pilar/prótese. Nas duas situações, foram encontrados melhores resultados para a junção cônica. Nesta, se fazia necessário maior valor de força para deformar o sistema. O autor concluiu que as porções cônicas dessas conexões internas seriam capazes de absorver vibrações e cargas funcionais, atuando como amortecedor contra cargas e micromovimentos que seriam transferidos para o resto do conjunto. O autor ainda concluiu que tal absorção de cargas pela junção cônica, sem deformação detectável, diminuiria uma indesejável transferência de forças para a interface osso/implante, que resultaria em possível reabsorção óssea e até em perda da fixação.

Palmer et al. (1997), realizaram um estudo longitudinal de dois anos de tratamento de quinze indivíduos com uso de implantes unitários do sistema cônico. Não foram reportados casos de perda de parafuso, perdas da fixação, nem problemas peri-implantares. Não foi observada perda óssea significativa ao redor dos implantes e isso teria sido devido à macroestrutura da superfície do pescoço desse tipo de fixação.

Arvidson et al. (1998), apresentaram um estudo longitudinal prospectivo de cinco anos de uso clínico de 517 implantes cone Morse reabilitando indivíduos com edentulismo total inferior. Os autores observaram perda óssea média de 0,09mm no primeiro ano, 0,2mm no terceiro e 0,26mm no quinto. Concluiu-se que, de acordo com os critérios clínicos e radiográficos propostos para o sucesso de implantes, os resultados foram altamente favoráveis para reabilitação de mandíbulas edêntulas.

Hansson (1999) realizou uma análise com o MEF, modelando implantes de conexão cônica, visando investigar o efeito das retenções no pescoço do implante, da espessura de parede interna e da técnica de inserção com bicorticalização sobre os valores de tensão máxima ao redor das fixações. O autor sugeriu que a macroestrutura das próteses e dos implantes teria papel fundamental na distribuição das tensões. Discutiu também ter encontrado na literatura até certo índice de fraturas em implantes tipo hexágono externo e nenhum relato de fraturas em implantes com conexão tipo cone Morse. O autor atribuiu esse fato ao diâmetro dos implantes e ao tipo de junção. Relatou ainda que tal conexão não permitiria perdas de parafusos de intermediários, por reduzir cargas sobre a porção do parafuso do pilar a um nível suportável e ofereceria melhor comportamento biomecânico sobre cargas não-axiais. Concluiu que implantes com conexão tipo hexágono interno, utilizados no estudo, não ofereceram melhor estabilidade que a junção cônica interna e que o uso de dois implantes com conexão tipo cone Morse, para suportar uma prótese fixa posterior de três elementos, seria melhor que o uso de implantes de maior diâmetro ou até mesmo de três implantes com hexágono externo.

Van Steenberghe et al. (2000), compararam dois sistemas: um com conexão tipo cone Morse e um com conexão tipo hexágono externo em pacientes, num período de dois anos. Notaram diferença significativa na localização do nível ósseo marginal em relação ao ombro do implante no momento da instalação do pilar e, dois anos depois, com melhores resultados do sistema de conexão tipo cone Morse.

Morris et al. (2001), analisaram um total de 1419 fixações do sistema Ankylos, tipo cone Morse, com o objetivo de demonstrar a importância do desenho do implante de conexão cônica para taxa de sucesso. Os seguintes aspectos diminuiriam as falhas: 1- passos de rosca progressivos e tratamento de superfície, os quais melhorariam a estabilidade inicial do implante e dificultariam o acúmulo de tensões na cortical; 2- junção cônica interna, que seria impermeável a bactérias. Médias de perda óssea entre a

instalação do implante e as reaberturas foram realizadas e consideradas clinicamente insignificantes. Em média, houve um sucesso de 96,6%.

Hansson (2003), por meio de uma revisão de trabalhos publicados, relatou que junções internas cônicas distribuem melhor tensões ao redor de implantes em relação a hexágonos externos e que valores máximos de tensão localizados na região de crista levariam a perdas ósseas. Conexões cônicas internas teriam a capacidade de levar a tensão máxima a uma posição mais apical da crista, solucionando o problema de perda óssea. Baseado nessas afirmações, o autor buscou investigar: 1- o efeito de um implante de peça única com o pilar iniciando a dois milímetros de distância da crista óssea, 2- o efeito de um implante com junção cônica interna em que a interface pilar/implante estaria localizada ao nível da crista óssea e 3- avaliar a espessura da parede lateral interna de implantes (de 3, 6 e 9mm). Foi utilizado o MEF e simulada carga axial sobre os implantes. Os implantes de peça única com o pilar emergindo 2mm acima da crista óssea, independente da espessura de parede, apresentaram valores máximos de tensão em relação aos implantes com conexão cônica interna. Quanto aos cônicos internos, quanto maior a espessura da parede lateral, maiores os valores de tensões máximas encontrados. O autor acredita que a instalação de um implante com junção cônica interna dois milímetros acima da crista óssea iria impedir a redução de tensão propiciada por esse tipo de conexão. Sendo assim, todas essas fixações deveriam ser colocadas ao nível ósseo. O autor indica a utilização de implantes com junção cônica interna com paredes menos espessas possíveis, inseridos ao nível de crista óssea.

Åstrand et al. (2004), relataram o acompanhamento longitudinal de cinco anos de tratamento com uso de implantes com conexão de hexágono externo (sistema Brånemark) e com conexão tipo cone Morse (sistema Astra Tech). Foram fixados em mandíbula e maxila cento e oitenta e quatro implantes cone Morse de superfície tratada e cento e oitenta e sete implantes de hexágono externo de superfície usinada. Em ambos

os sistemas observaram maior perda óssea entre a cirurgia de fixação e a instalação da prótese. Esse fenômeno se apresentou menor após a instalação da peça protética e nos anos seguintes de observação. Para os implantes Brånemark, tal acontecimento foi consideravelmente maior, enquanto que mudanças de tecido duro peri-implantar para os implantes Astra Tech foram maiores após a instalação do intermediário. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre a altura óssea e o ponto de referência de cada implante dos dois sistemas nas análises de um, três e cinco anos de uso. Apesar de as margens ósseas serem semelhantes de uma maneira geral, os valores de altura óssea do sistema Astra Tech foram ligeiramente maiores, devido aos valores no momento da cirurgia, pois a média de perda também foi similar. Dessa maneira, os autores sugerem que alterações na superfície e forma no pescoço do implante não parecem apresentar diferença em relação à reabsorção óssea.

2.2 Reabilitações Orais com Carga Imediata em Mandíbulas Edêntulas com e sem Barra Rígida.

Um dos primeiros trabalhos publicados sobre carga imediata foi desenvolvido por Schnitman, Wohrle e Rubenstein (1990). Nesse estudo, foram instalados cinco a seis implantes em mandíbulas edêntulas, sendo que em apenas três foram instalados conexões protéticas e sobre elas, posicionada e aparafusada uma prótese fixa construída a partir de uma prótese total mandibular convencional previamente confeccionada. Os outros implantes foram mantidos submersos, conforme o protocolo tradicional. Após dez anos de acompanhamento, quatro dos vinte e oito implantes carregados de modo imediato falharam, sendo que dois eram de 7mm de comprimento, um de 10mm e um de 15mm, o que correspondeu a um índice de sucesso de 87,5%. Nenhum dos trinta e cinco implantes submersos falhou e a maioria daquelas falhas ocorreu nos seis primeiros

meses, sendo que um implante falhou após vinte e um meses. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significativas quando compararam os níveis de falhas dos implantes, imediatamente carregados, com os implantes sem carga, no mesmo paciente, durante um período de cinco anos.

Estudos histológicos de Piatelli et al. (1998), em animais e em humanos, demonstraram que implantes que receberam carga imediata apresentaram um percentual de contato ósseo semelhante aos implantes instalados sob protocolo original. Esses trabalhos serviram como base para novos estudos que preconizam, em situações clínicas específicas, a colocação de implantes em função mastigatória logo após a respectiva instalação, diminuindo o período de tratamento.

Rawdow et al. (1999), compararam os estudos obtidos em 16 indivíduos nos quais foram instalados implantes de titânio na área interforaminal, conforme o protocolo tradicional e de carga imediata. Após 18 meses de acompanhamento, os autores não encontraram diferença nos resultados obtidos quando empregaram a técnica de dois estágios ou de carga imediata.

Horiuchi et al. (2000), demonstraram que um grau crítico de micromovimentos pode resultar em reparo fibroso na interface, em vez de regeneração óssea. Desse modo, segundo o autor, a esplintagem rígida e imediata protege contra micromovimentos e previne o direcionamento isolado de cargas sobre apenas um implante.

Skalak (2001) supôs que durante o período crítico de 0 a 16 semanas, a qualidade da osseointegração pode ser melhor em comparação com o tempo do procedimento de etapa única, quando comparado ao procedimento de duas etapas. Essa suposição é baseada na bem estabelecida Lei de Wolf, que sugere que a maior intensidade, em níveis abaixo do de lesão, pode resultar em hipertrofia óssea.

Brånemark (2001) ratificou o sucesso clínico da instalação de implantes no protocolo tradicional, destacando a notável capacidade de regeneração e remodelação exibidas tanto pelo tecido ósseo cortical quanto pelo medular. A instalação de três implantes em posições pré-determinadas na região interforaminal da mandíbula para a sustentação de uma prótese fixa parafusada, com o uso de modelos pré-fabricados para sua instalação, foi estabelecida pelo Conceito Novum™. A técnica consistia em uma barra protética pré-fabricada usinada previamente associada a uma barra cirúrgica que determinava as posições de instalação dos implantes. Após a instalação dos implantes, só se fazia necessária a acrilização da prótese. A principal proposta era reduzir o tempo de trabalho clínico para até 6 horas, possibilitando conectar os componentes protéticos numa adaptação passiva, minimizando a força e mobilidade indevidas. O tempo de cirurgia seria de aproximadamente duas horas e meia e os indivíduos poderiam repousar durante os procedimentos protéticos, recebendo a prótese algumas horas após a finalização laboratorial protética. Analisando o polígono de sustentação da prótese formado pelas três fixações, observou-se que esse polígono é capaz de receber e sustentar as cargas mastigatórias funcionais e manter sua estabilidade. No entanto, a indicação da técnica ficava atrelada à disponibilidade óssea adstrita ao desenho do arco.

O propósito do estudo de Hruska et al. (2002), foi avaliar quatro tipos de fixações rígidas para implantes com carga imediata. Todos os implantes estudados foram imobilizados durante o processo de cicatrização. Morfologia da face, tipo de oclusão, tamanho e função da língua, densidade de osso, número e tamanho dos implantes pareceram ter influência nos resultados. Só os implantes que satisfizeram a retenção primária eram imediatamente carregados em um total de 53 fixações na maxila e 309 arcos na mandíbula, com total de 1301 implantes colocados. Os implantes sob carga imediata e fixação rígida com metal obtiveram melhores resultados.

Testori et al. (2003), publicaram um estudo no qual foi avaliado o comportamento de implantes e próteses submetidos à carga imediata em mandíbulas. Nesse estudo, envolvendo quinze indivíduos, todos receberam cinco implantes na região interforaminal. Nos primeiros nove indivíduos, foram instaladas próteses fixas provisórias confeccionadas a partir de próteses mandibulares previamente construídas, aliviadas e reembasadas sobre cilindros retentivos. Estas últimas foram instaladas quatro a cinco horas após o procedimento cirúrgico. Dois desses indivíduos receberam dois implantes a mais que ficaram submersos para fins de controle. Após seis meses, seriam confeccionadas próteses definitivas. Os outros seis indivíduos receberam próteses totais fixas definitivas confeccionadas com infraestrutura metálica e dentes em resina. As próteses foram instaladas, em média, 36 horas após a cirurgia e os indivíduos não usaram nenhum tipo de prótese provisória. Após seis meses, o índice de sucesso dos implantes foi de 98,9% e das próteses, 100%. Exames radiográficos mostraram perdas ósseas de padrão semelhantes em todos os implantes. O resultado desse trabalho sugere que próteses totais fixas provisórias confeccionadas a partir de próteses totais convencionais e submetidas à carga imediata, oferecem as mesmas condições de osseointegração para os implantes, que as próteses fixas definitivas, com a vantagem do tempo reduzido de trabalho e do baixo custo.

Lazzara et al. (2004), descreveram uma terminologia clara para a carga imediata oclusal, o IOL™ (Immediate Oclusal Load), apresentando novos componentes para implantes, com proposta de simplificação na aplicação clínica da carga imediata, com o objetivo de proporcionar ao paciente edêntulo de mandíbula uma reabilitação rápida, confeccionada em cerca de 4 horas. Para isso, obtém-se uma prótese acrílica, desprovida de infraestrutura metálica, que emprega a prótese total convencional do paciente, que é modificada para prótese fixa. Segundo os autores, as vantagens da técnica estão associadas à previsibilidade, ao reduzido tempo clínico e à consequente

redução de custos pelo paciente. Sugerem ainda que mais estudos sejam realizados para maxilas e perdas parciais.

Segundo Oliveira (2004), o princípio básico para a instalação de implantes em um estágio ou de carga imediata funcional refere-se à minimização de cargas excessivas, a fim de controlar a micromovimentação dos implantes durante a fase cicatricial. Para tanto, os implantes são conectados por meio de estruturas metálicas na forma de barras ou por meio de próteses fixas bilaterais, para minimizar os movimentos de rotação e assegurar a transferência de cargas no sentido axial do implante, promovendo maior estabilidade durante a fase inicial de cicatrização.

Vasconcelos et al. (2005), propuseram novo protocolo de reabilitação oral, visando facilitar o acesso de maior número de pessoas à técnica pela redução dos custos e do tempo de tratamento e também pela simplificação dos procedimentos cirúrgicos e protéticos. Foi proposta a instalação de três implantes na região anterior da mandíbula e submissão desses implantes à função imediata, por meio da instalação de uma prótese fixa definitiva, com infraestrutura metálica, parafusada sobre eles. Para isso, procedimentos prévios foram feitos em ordem de obter novas próteses totais superiores e inferiores, donde, a partir desta última, obtém-se um guia multifuncional que é utilizado para determinar a posição ideal dos implantes, a transferência da posição dos implantes e a relação com os tecidos moles, e a determinação da dimensão vertical de oclusão. Concluiu-se que esse método mostrou-se um procedimento fácil, seguro e com bom prognóstico.

Thomé et al. (2006), apresentaram um caso clínico com carga imediata em mandíbula edêntula, utilizando o sistema da Barra Distal (Neodent® Implantes Osseointegráveis, Curitiba, Brasil) e implantes de corpo único. Concluíram que esse sistema, aliado ao implante de corpo único, é uma alternativa viável como forma de tratamento para carga imediata em mandíbulas edêntulas, devido à facilidade da técnica,

otimização do tempo clínico e baixo custo, decorrente do menor número de componentes utilizados e ausência de procedimentos laboratoriais.

Vieira et al. (2006), relataram um caso clínico onde foi executada a técnica Neopronto (Neodent® Implantes Osseointegráveis, Curitiba, Brasil) e discutiram suas vantagens sobre as técnicas já descritas e conhecidas de protocolo inferior com carga imediata. Entre as vantagens, a técnica oferece a facilidade de ser executada com a utilização das guias para perfuração e instalação do implante. A barra protética pré-fabricada em titânio diminui o tempo de trabalho laboratorial e facilita o assentamento passivo da prótese. Além do baixo custo, possibilita a reversão para protocolo convencional, caso qualquer uma das etapas cirúrgicas ou protéticas não possa ser observada. Concluiu-se que o sistema Neopronto permite que indivíduos debilitados sejam reabilitados em curto espaço de tempo e com baixo custo, devolvendo-o a suas atividades com capacidade funcional e autoestima aumentadas.

Segundo Sartori et al. (2008), para a aplicação da função imediata na reabilitação total das mandíbulas, foram desenvolvidos ao longo dos anos diferentes métodos cirúrgicos e protéticos. Cada método tem suas vantagens e desvantagens, mas todos, desde que indicados e realizados de forma correta, têm índices de sucesso semelhantes, tanto para os implantes quanto para a prótese, variando apenas o tempo de acompanhamento longitudinal. Segundo os autores, cabe ao profissional capacitar-se para indicar e realizar a melhor técnica para cada caso, considerando a infraestrutura disponível e, principalmente, as condições do paciente (avaliação sistêmica da saúde, qualidade e quantidade óssea e condição financeira).

Teixeira et al. (2008), idealizaram um trabalho com o objetivo de avaliar, por meio do MEF, as tensões geradas no osso cortical ao redor dos implantes de corpo único, que suportam as próteses totais fixas mandibulares com esplintagem dos implantes com resina acrílica autopolimerizável (Sistema da Barra Distal – Neodent®),

após simulação de carga oclusal axial e oblíqua, aplicada no último elemento do cantilever. Considerando as limitações desse estudo, concluíram que, a partir dos resultados obtidos nas simulações, nas condições de carregamento propostas, foi possível observar que o sistema de esplintagem dos implantes com resina acrílica autopolimerizável transmitiu tensões máximas toleráveis ao osso cortical. E ainda que, ao avaliar os resultados obtidos nas simulações, foi verificado que o carregamento oblíquo sempre transmitiu maior tensão para o osso cortical, comparado ao carregamento axial. Porém, para ambos os tipos de carregamento, não haveria comprometimento da integridade do osso cortical, visto que o limite máximo da tensão atingido foi inferior ao preconizado na literatura (167 MPa).

Holst et al. (2008), propuseram um estudo para medir o efeito de cargas verticais em restaurações provisórias sobre implantes instalados em osso artificial. Cargas verticais entre 10 e 200N foram aplicadas em restaurações provisórias de resina de polimetilmetacrilato e resina acrílica reforçada em metal, suportadas por quatro implantes, inseridas em osso artificial homogêneo, alinhados em formato de “U”. As cargas foram aplicadas primeiramente no segmento anterior onde as restaurações provisórias estavam suportadas por um implante mesial e distal, seguidas pela aplicação de carga numa extensão de 8mm distal ao último implante. O deslocamento vertical dos dois implantes mais próximos à aplicação de carga foi medido e fotografado. Não houve diferença significativa no deslocamento vertical dos implantes nos dois grupos de restaurações provisórias quando carregados no segmento anterior. Entretanto, houve diferença estatística significativa de deslocamento dos implantes distais, quando as cargas foram aplicadas na extensão cantilever dos dois tipos de restaurações provisórias, sendo a maior movimentação dos implantes que suportavam as restaurações sem reforço de metal.

Degidi, Nardi e Piatelli (2009), realizaram um estudo com quarenta indivíduos desdentados inferiores, para se avaliar a previsibilidade do tratamento com uma barra de metal moldada e soldada diretamente sobre os implantes, dentro da cavidade oral, para realização de uma restauração definitiva no mesmo dia da instalação dos implantes. Quatro implantes foram instalados na mandíbula de cada um desses indivíduos, perfazendo um total de cento e sessenta implantes. Componentes protéticos foram instalados sobre esses implantes e a barra metálica foi ajustada e soldada dentro da cavidade oral por meio de uma técnica específica de solda e esfriamento, sem levar calor aos implantes. Foram feitas tomadas radiográficas após a cirurgia e a colocação da restauração definitiva, após seis meses de oclusão total, após um ano de oclusão total e após dois anos de oclusão total, para se avaliar o nível ósseo. O resultado atingido foi de 100% de sobrevivência dos implantes e das próteses. A perda óssea atingiu uma média acumulada de 0.91mm em vinte e quatro meses. Concluiu-se que é possível a reabilitação de mandíbulas edêntulas no mesmo dia da instalação dos implantes com uma restauração definitiva suportada por uma barra de titânio soldada sem pôr em perigo a osseointegração.

2.3 Estudos Realizados com Análise de Frequência de Ressonância (AFR)

Analisando a estreita relação entre a definição de estabilidade de implantes e o método de fresagem, Bresaola et al. (2004), imaginaram uma relação entre os dados oferecidos pelo Osstell™ e a força de resistência ao torque de inserção que o motor de implante Osseocare™ (Nobel Biocare, Suécia) oferece. Nove indivíduos edêntulos totais entre 57 e 75 anos foram selecionados e estes receberam cinco implantes na mandíbula. Os implantes foram instalados mecanicamente com o motor Osseocare™, registrados em cartão magnético, que forneceram as seguintes variáveis: número de voltas, torque a

cada volta, travamento final e valor do coeficiente de estabilidade do implante (ISQ). A partir daí, calcularam-se mais duas variáveis: somatória total e média dos torques de cada implante. Nesse estudo, buscou-se correlacionar tais variáveis com os valores obtidos pela análise do Osstell™. Concluiu-se que os métodos de análise baseados em resistência ao corte durante a inserção dos implantes e estabilidade aferida pela AFR, apresentaram resultados que indicaram grande variação de valores. Houve correlação de caráter negativo entre os métodos, que pode indicar que estes últimos podem ser sensíveis a detalhes cirúrgicos, como o nível de inserção das fixações e método de fresagem. Porém, ambos com níveis bem superiores aos limites exigidos para procedimentos de carga imediata.

Glauser et al. (2004), realizaram estudos para analisar o desenvolvimento da estabilidade dos implantes pela medição do ISQ por meio da AFR. Oitenta e um implantes do sistema Brånemark foram instalados em vinte e três indivíduos tratados com o protocolo da técnica da carga imediata. Os valores foram tomados no momento da instalação dos implantes, da instalação da conexão protética, e após 1, 3, 6 e 12 meses. Análises estatísticas foram realizadas para estudar as possíveis diferenças entre os implantes que falharam e os que se mantiveram viáveis durante o estudo. Concluiu-se que implantes falhos mostram um decréscimo de estabilidade até sua perda. Níveis baixos de ISQ, após um ou dois meses, parecem indicar um aumento no risco de falhas futuras. Os autores sugerem que essa informação deverá ser utilizada para evitar falhas futuras, removendo-se a carga de implantes com decréscimo de estabilidade, diagnosticada por meio da técnica da AFR.

Para investigar a diferença na estabilidade primária de dois tipos de implantes diferentes, Sakoh et al. (2006), fizeram um estudo *in vitro* utilizando cinco blocos de 6mm de espessura da parte trabecular de osso ilíaco de cadáveres. Os implantes utilizados foram da marca Camlog (Camlog, Basel, Suíça) de modelos cônicos e cilíndricos, os

quais foram instalados em cada bloco, resultando nos seguintes grupos: A- implante cilíndrico, com instrumentação padrão; B- implante cilíndrico, com subinstrumentação; C- implante cônico, com instrumentação padrão; e D- implante cônico com subinstrumentação. Todos os implantes tinham 5mm de diâmetro por 13mm de comprimento e foram instalados de forma que ficassem com aproximadamente 7mm de seu comprimento para fora do osso. Sua estabilidade foi medida pelo motor Osseocare™, Periotest™, Osstell™, e um teste de remoção também foi realizado. O implante cônico apresentou estabilidade primária significativamente maior que o implante cilíndrico, quando utilizados para medição do torque de inserção, o Periotest™ (Medizintechnik Gulden), e o teste de remoção. Para ambos os tipos de implantes, os valores dos torques dos preparos com subinstrumentação foram melhores que aqueles obtidos com o protocolo padrão de preparo do leito. Para os implantes cilíndricos, foram observados resultados melhores no preparo dos leitos com subinstrumentação cirúrgica, somente nos testes de torque de inserção e de remoção. A média dos valores do ISQ, para todos os grupos, foi entre 55 e 57. Diferenças estatísticas não foram observadas com respeito ao ISQ. Os autores concluíram que a associação entre implantes cônicos e subinstrumentação pareceram aumentar a estabilidade primária. Esse fato se fez óbvio quando o teste de inserção e de remoção foram utilizados como indicador da estabilidade. A AFR e o Periotest™, métodos não invasivos, não demonstraram claramente tal diferença.

Pattijn et al. (2006), realizaram estudos com modelos de porquinhos da Índia para identificar os parâmetros que devem ser controlados durante a medição da frequência de ressonância *in vivo* e *in vitro* com o aparelho Osstell™ tradicional (Integration Diagnostics, Gotemburgo, Suécia). Dois modelos foram criados para o estudo no MEF, sendo um do transdutor separadamente e outro do sistema osso-implante-transdutor combinados. Neste último, os modelos dos elementos finitos (EF) de tíbia de porquinhos da Índia foram adaptados ao transdutor em mais dois modelos, um

perpendicular e outro paralelo ao longo eixo da tíbia. Procedeu-se a um estudo numérico e à medição *in vitro* para determinar a influência de condições limite, assim como a orientação do transdutor na medida da frequência de ressonância (FR). Para as medições *in vivo*, quinze porquinhos da Índia com implantes instalados na parte distal da tíbia foram avaliados e a FR foi determinada trinta e um dias após a instalação do implante. No sistema osso-implante-transdutor, concluiu-se que uma fixação proximal da tíbia resulta em menores valores da FR que numa fixação proximal e distal; o transdutor posicionado paralelamente ao longo eixo do osso resulta numa FR mais alta para os modelos com deformações dentro do plano de simetria do transdutor do que com o transdutor posicionado perpendicularmente ao longo eixo do osso; e que a extensão da haste tibial resulta numa FR mais baixa. Nas medições *in vitro*, concluiu-se que quanto maior o comprimento do implante acima do nível ósseo, mais baixa a FR; a FR é maior para a orientação longitudinal do transdutor que a orientação perpendicular, com respeito ao longo eixo da tíbia; quanto maior a distância entre o implante e o grampo proximal, menor o valor da FR. Os resultados dos EF e as medições *in vitro* resultaram nas mesmas tendências: a orientação perpendicular do transdutor resulta em menor resultado para a FR que a orientação paralela do transdutor; e um maior comprimento do osso ao redor do implante resulta em menor FR. Os resultados *in vivo* mostraram que seus valores de FR são, em geral, mais altos que os obtidos *in vitro* na mesma tíbia. O Osstell™ aumenta a possibilidade de dimensionar as mudanças que ocorrem na interface osso-implante durante o período de cicatrização.

Schliephake, Sewing e Aref (2006), realizaram um estudo em cães, com a proposta de analisar a relação entre as medidas da frequência de ressonância, torque de inserção e parâmetros histomorfométricos. Tal estudo foi feito com dez cães da raça foxhound, dos quais foram extraídos todos os pré-molares três meses antes da instalação de implantes no local. Quatro implantes foram colocados em cada lado da mandíbula de cada cão e o torque das perfurações de cada leito foi registrado por meio do motor

Osseocare™ (Nobel Biocare, Suécia). Após a instalação dos implantes, suas medidas de torque foram tomadas com AFR, por meio do aparelho Osstell™ (Integration Diagnostics, Gotemburgo, Suécia). Um mês após a instalação, cinco animais foram avaliados (40 implantes) e após três meses da instalação os outros cinco animais também foram avaliados (40 implantes), todos com a AFR. Os cães foram sacrificados e amostras foram obtidas. O contato osso-implante (COI), assim como o volume e a densidade óssea (VDO) do novo osso formado foram avaliados. Após um e três meses, os valores da AFR foram significativamente aumentados com relação às primeiras medidas tomadas, assim como as medidas de COI e VDO. Não houve correlação estatisticamente significativa entre AFR e o torque de perfuração do leito. Também não foi encontrada correlação significativa entre COI e VDO com AFR. Concluiu-se que a validade das medidas individuais da estabilidade dos implantes, utilizando-se AFR, deve ser considerada com precaução.

Garg (2007) relatou as vantagens do Osstell™ Mentor para a medição da estabilidade do implante dental em sua instalação, antes e depois da carga. Comentou as vantagens da técnica do Osstell™, uma vez que é completamente não invasiva e de fácil execução. Seu valor é dado em ISQ, que ajuda o clínico a determinar o tipo de cuidado apropriado nos vários estágios do tratamento com implantes. Segundo o autor, as leituras da estabilidade inicial podem ser usadas como base para avaliar mais tarde a osseointegração e a formação óssea, pois mudanças na altura óssea ou na rigidez serão refletidas e alteradas nos valores do ISQ. Uma vez que o implante tenha sido carregado e se uma prótese do tipo parafusada tenha sido utilizada, a remedição poderá ser executada a qualquer tempo para avaliar mudanças a curto prazo e longo prazo na altura do osso marginal ou estabilidade, possibilitando ao clínico prever e prevenir a perda do implante.

Com a proposta de revisar métodos de uso corrente para avaliação da estabilidade dos implantes, Atsumi, Park e Wang, 2007, realizaram uma revisão, incluindo mais de 50 artigos sobre o assunto. Com base na análise, concluíram que, sendo o sucesso da osseointegração um pré-requisito para a funcionalidade dos implantes dentários, o monitoramento contínuo é importante para determinar o respectivo nível de estabilidade. Consideraram que, apesar de no princípio o método “padrão ouro” utilizado para avaliar o grau de osseointegração ter sido a análise microscópica ou histológica, devido à sua invasividade e questões éticas, vários outros métodos de análise têm sido propostos: radiografias, resistência ao torque, torque reverso, análise modal e análise de frequência de ressonância. Mas, que, até o momento, nenhum método de avaliação é definitivo. Consideram ainda que, apesar da AFR mostrar-se um método confiável, a tecnologia não pode fornecer um valor que possa determinar o sucesso, fracasso ou um prognóstico a longo prazo dos implantes e que mais informações devam ser reunidas para tanto e que estudos nesse campo ainda sejam necessários.

O propósito do estudo de Sjöström et al. (2007), foi de conduzir por três anos um acompanhamento clínico e radiográfico com parâmetros dados pela AFR de vinte e cinco indivíduos com maxilas atróficas reconstruídas por enxertos ósseos de crista ilíaca e implantes de titânio. A AFR foi realizada em quatro etapas durante o período de estudo: 1- na instalação do implante; 2- na instalação da conexão protética 6 a 8 meses após a instalação do implante; 3- 6 meses após a instalação da reabilitação protética e; 4- 3 anos após a reabilitação protética. Na terceira e quarta medidas, as pontes fixas foram removidas para aferição com o aparelho Osstell™. A taxa de sobrevivência foi de 90% nos 3 anos de acompanhamento. A média do ISQ foi de $61,9 \pm 9,5$ na instalação do implante e de $61,8 \pm 5,5$ após três anos de carga, portanto, sem diferença significativa. Houve um aumento significativo do ISQ entre a conexão do abutment ($60,2 \pm 7,3$) e 6 meses após a instalação da carga ($62,5 \pm 5,5$). Também houve diferença significativa na

média do ISQ de implantes osseointegrados ($62,6 \pm 11,1$) comparado com implantes perdidos ($54,9 \pm 11,1$). Implantes com diferentes comprimentos também obtiveram diferenças significativas de ISQ, sendo os valores de ISQ mais altos para implantes longos (15 e 18mm). Concluiu-se que maxilas reconstruídas com enxerto ósseo autógeno e instalação de implantes após um período de 6 a 8 meses, quando analisados radiograficamente e por meio da AFR, indicam resultados previsíveis e estáveis no longo prazo e que o valor do ISQ serve, provavelmente, como indicativo de risco de perda de implante.

Com o objetivo de monitorar a estabilidade clínica de implantes instalados pelo procedimento de um estágio cirúrgico, durante o período sem carga e de avaliar a correlação existente entre a mudança nos valores do ISQ e a perda óssea ao redor do implante, Yang, Shin e Kye (2008), realizaram estudo prospectivo que incluiu o acompanhamento de dezenove indivíduos. O total de trinta e nove implantes Nobel Biocare foi instalado e mantido com parafuso de cicatrização. Os valores do ISQ foram obtidos no momento da instalação dos implantes, e por doze semanas, consecutivamente. Radiografias foram tomadas a cada quatro semanas para se medir o nível da perda óssea. Os valores médios do ISQ foram de aproximadamente 75,6 no momento da instalação, 75,7 na quarta semana, 76,3 na oitava semana e 76,8 na décima segunda semana. Não houve diferença significativa entre implantes de maxila ou mandíbula; porém, houve um aumento do ISQ entre a quarta e décima segunda semana. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os fatores que afetam a estabilidade dos implantes como sexo, fumo, diâmetro do implante, localização do implante, densidade óssea, countersink e perfuração. A perda óssea marginal na décima segunda semana foi de aproximadamente 1,28mm no lado mesial e 1,32mm no lado distal, havendo diferenças significativas quando comparada à medição no ato da instalação. Concluiu-se que a estabilidade dos implantes em osso de densidade normal e

grande densidade não muda com o tempo, e não há correlação entre perda óssea marginal e a mudança na estabilidade dos implantes.

Mesa et al. (2008), fizeram um estudo retrospectivo para determinar os fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários. Durante um período de dez anos, 316 indivíduos receberam 1084 implantes Brånemark. A idade média dos indivíduos foi de 50,7 anos com 55% do sexo feminino e 45% do sexo masculino. Análises variadas foram realizadas, incluindo sexo, idade, tabagismo, doença periodontal, dimensão e localização do implante. A estabilidade dos implantes, a capacidade de suportar carga axial, lateral e direções de rotação, foram determinadas pelo Periotest™ (Medizintechnik Gulden). O local de instalação do implante mostrou uma forte relação com o fracasso da estabilidade primária. Implantes na região da mandíbula tiveram um risco 6,43 vezes menor de falha de estabilidade primária que em outras regiões. A maxila apresentou um risco de 2,7 vezes maior de falha em comparação com a mandíbula. Mulheres apresentaram um risco 1,54 vezes mais alto de falha que os homens e implantes menores que 15mm de comprimento tiveram um risco 1,49 vezes maior de falha quando comparados a implantes mais longos.

Num estudo prospectivo, Bornstein et al. (2009), avaliaram o sucesso de 56 implantes parafusados de titânio com superfície quimicamente modificada por jateamento e ataque ácido após três semanas de cicatrização, por meio da medição do ISQ com o aparelho Osstell™ Mentor. Após a instalação da reabilitação protética, nas semanas 4, 7, 12 e 26, cada implante foi avaliado clínica e radiograficamente e os valores de ISQ foram medidos novamente. Observou-se que os valores de ISQ aumentaram consideravelmente ao longo do período de acompanhamento. No momento da instalação, a média dos valores de ISQ foi de 74,33 e na semana 26, essa medida passou para 83,82. Esse estudo mostrou que a superfície do implante modificada pode atingir e manter a osseointegração durante um período de, pelo menos, seis meses e que

a AFR é um método provável de monitorar a estabilidade do implante num período inicial de cicatrização.

Degidi, Nardi e Piatelli (2009), realizaram estudo histológico e histomorfométrico com dezesseis implantes osseointegrados e removidos por diferentes motivos após um período de cicatrização menor que oito semanas, para determinar se os valores do ISQ teriam correlação com a porcentagem de contato entre osso mineralizado e implante (MBIC). Antes da remoção dos implantes, sua estabilidade foi medida por meio do Osstell™ (Integration Diagnostics) e comparada em uma tabela à MBIC. Concluiu-se por meio dos resultados que os valores de ISQ, nesse caso, não tiveram relação com o MBIC. Entretanto, deve-se considerar que o tamanho da amostra foi pequena e que a relação existente entre a estrutura óssea e a AFR ainda não é totalmente compreendida.

Cehreli et al. (2009), avaliaram quarenta e sete artigos entre os anos de 1998 e 2008. A proposta foi correlacionar o Periotest™, o torque de inserção e o teste de torque reverso, com as medições da AFR, utilizando, para isso, a estatística de Fisher. As interpretações dos valores de p revelaram que a correlação entre o torque de inserção e a AFR foi significativa na análise de seis estudos. A correlação entre o Periotest™ e o torque de inserção foi também significativa na análise de um estudo. Entre o Periotest™ e a AFR a correlação foi insignificante. Os melhores resultados foram encontrados entre torque de inserção e AFR, mostrando uma relação direta e estatisticamente significativa entre eles.

Com a intenção de quantificar a influência da altura e densidade óssea na AFR e compará-la com o torque da remoção e carga axial usando materiais de teste biomecânico, Bardyn et al. (2009), utilizaram implantes Straumann cilíndricos instalados em blocos de espuma de poliuretano. A estabilidade primária foi medida com AFR (Osstell™ Mentor). Os blocos foram compostos com duas camadas superpostas com diferentes densidades. A camada superior era densa para simular osso cortical, enquanto

a camada inferior tinha uma densidade mais baixa para representar osso trabecular. Densidades diferentes para ambas as camadas e diferentes espessuras para a camada cortical foram testadas, resultando em oito diferentes combinações. Dez amostras de cada configuração foram cortadas da mesma largura e então três testes de estabilidade foram realizados. Dentre esses dez blocos, cinco foram escolhidos para AFR. Os mesmos cinco blocos foram testados com torque de remoção. Os outros cinco blocos foram usados para testes de compressão axial em uma máquina de testes hidráulica. O presente artigo mostrou que vários métodos para avaliação da estabilidade primária são sensíveis aos fatores relacionados à qualidade óssea. A AFR é o único método significativamente influenciado por cada fator. Por outro lado, torque de remoção e carga axial parecem ser mais influenciados pela camada trabecular. Os autores sugerem que dentre as limitações dos materiais utilizados, esse estudo explica a não concordância entre os métodos testados e também mostra que não existe procedimento padrão para avaliação da estabilidade primária. O uso de um ambiente controlado é uma ferramenta útil para caracterizar a relação entre a qualidade óssea e a estabilidade medida.

Akça et al. (2010), conduziram um estudo para comparar os valores do torque de instalação e da AFR da estabilidade primária de implantes instalados em alvéolos cirúrgicos convencionais (grupo controle) e em alvéolos com defeitos criados propositalmente (grupo teste), ambos em cristas ilíacas de cadáveres. Os valores dos torques de inserção dos implantes (VTI) foram medidos logo após sua instalação, primeiramente com um torquímetro manual e logo após, com o Osstell™ Mentor para registro da AFR para ambos os grupos. A redução do suporte ósseo de 50% em volta do grupo teste, pela criação do defeito, levou a um decréscimo significativo nos valores de VTI e AFR, quando comparados ao grupo controle, sem os defeitos. Constatou-se que a criação de um defeito na parte coronal do alvéolo causou a redução dos valores de ISQ, pois é provável que a vibração do implante medida pelo aparelho seja influenciada pela perda da ancoragem cortical. Concluiu-se que a presença de defeitos ósseos elimina o

contato osso-implante e, assim, leva a uma baixa nos valores da AFR e VTI. Nesse estudo não houve correlação entre as formas de medição propostas.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem por objetivo geral avaliar clinicamente a estabilidade primária de implantes do tipo cone Morse, comparando dois métodos de aferição, como também analisar comparativamente o comportamento desses implantes submetidos à carga imediata com próteses fixas mandibulares com barras rígidas, confeccionadas com a técnica da cimentação passiva, ou sem barras rígidas, obtidas com os componentes da técnica da barra distal (Neodent® - Curitiba, Paraná).

3.2 Objetivos Específicos

A. Analisar comparativamente os torques de inserção dos implantes, obtidos com a catraca torquímetro e os valores de estabilidade medidos pela AFR com o aparelho Osstell™ Mentor, verificando se há correlação entre os dois métodos, assim como se os parâmetros mencionados para cada um deles seriam aceitáveis clinicamente.

B. Realizar análise comparativa da estabilidade dos implantes por meio da AFR entre os grupos: com barra rígida (G1) ou sem barra rígida (G2) nas próteses, dentro de cada tempo de avaliação (0, 4, 8 meses). Do mesmo modo, realizar análise comparativa do comportamento dos implantes dentro de cada grupo (G1 e G2), entre os diferentes tempos de avaliação (T0, T4 e T8), verificando se a presença ou não da barra rígida mostra diferentes comportamentos.

4. Material e Métodos

Este trabalho se caracteriza como estudo clínico prospectivo.

4.1 Seleção da Amostra

Após a aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR) sob parecer 0003394/09, vinte e três indivíduos adultos, que compareceram na triagem rotineira do ILAPEO (Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico), foram convidados a participarem do estudo por preencherem os critérios adotados na seleção. Os de inclusão foram: portadores de edentulismo total; boa saúde geral; não fumantes e portadores de boa disponibilidade óssea (que permitisse a instalação de implantes de pelo menos, 3,5mm de diâmetro e 8mm de comprimento, e distâncias entre os forames mentuais suficientes para a instalação de cinco implantes). Não foram incluídos indivíduos diabéticos não compensados, fumantes, usuários de fármacos bisfosfonados e irradiados nos últimos cinco anos. Os indivíduos selecionados foram orientados em relação à participação da pesquisa, e ao concordarem, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O grupo consistiu de dezesseis indivíduos do gênero feminino e sete do gênero masculino, com idades entre 37 e 74 anos (média de 56,7 anos).

Todos os indivíduos foram submetidos a uma rigorosa anamnese e exame clínico além dos exames radiográficos: panorâmica e telerradiografia de perfil (Figura 1a e 1b).



Figura 1 - a) Radiografia panorâmica; b) Telerradiografia de perfil.

4.2 Preparo protético prévio

O preparo protético prévio consistiu em moldagem dos arcos superior e inferior com silicone de condensação pesado (Speedex, Vigodent AS Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil) nas áreas de fibromucosa rígida, com posterior refinamento com alginato (Jeltrate, Dentsply, Petrópolis, Brasil) (Figura 2).



Figura 2 - Molde da arcada superior feito com silicone de condensação pesado e refinamento com alginato.

Os modelos anatômicos, maxilar e mandibular, foram obtidos e moldeiras individuais foram feitas com resina acrílica autopolimerizável (VIP Flash, Pirassununga, Brasil) com alívio em toda área de pré-maxila e locais de áreas afiladas, ou retentivas, nos rebordos (Figuras 3a e 3b).

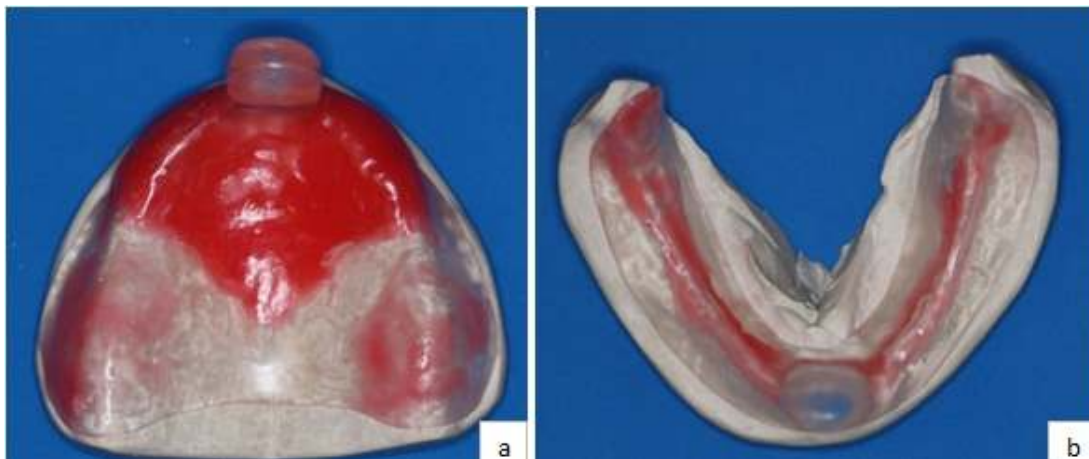


Figura 3 – Vista superior dos modelos anatômicos com alívio em cera e moldeiras individuais - a) maxilar; b) mandibular.

Após o ajuste clínico das moldeiras individuais, foi realizado o selamento periférico com godiva de baixa fusão (Godiva Bastão Verde, KERR, EUA) e remoção dos alvíos em cera (Figuras 4a e 4b).

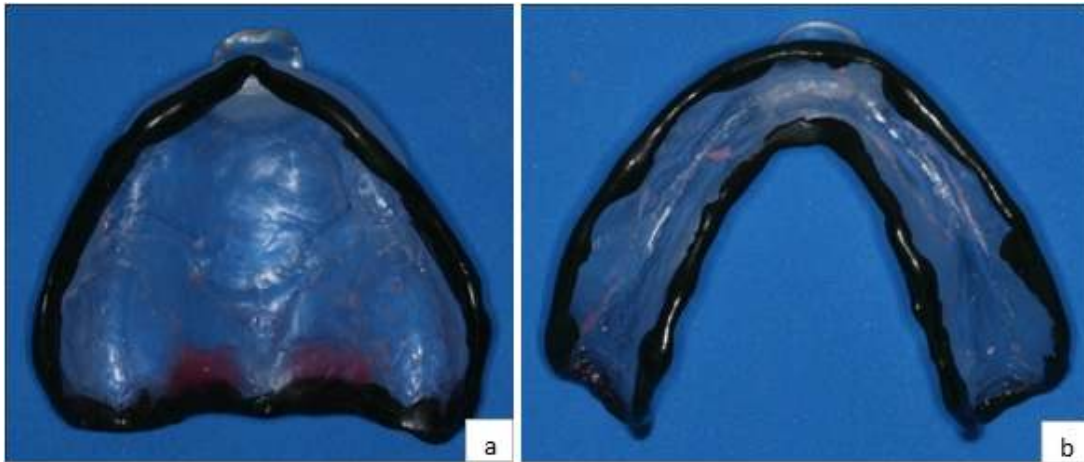


Figura 4 – Vista superior das moldeiras individuais com selamento periférico em godiva de baixa fusão e remoção dos alvíos de cera – a) maxilar; b) mandibular.

As moldagens funcionais foram feitas com material à base de poliéster (Impregum Soft de média viscosidade-3M, Seefeld, Alemanha) (Figura 5).



Figura 5 - Vista superior do molde anatômico feito com poliéster.

Os modelos funcionais foram obtidos e sobre eles as bases de prova foram confeccionadas e os planos de cera idealizados (Figura 6a e 6b).

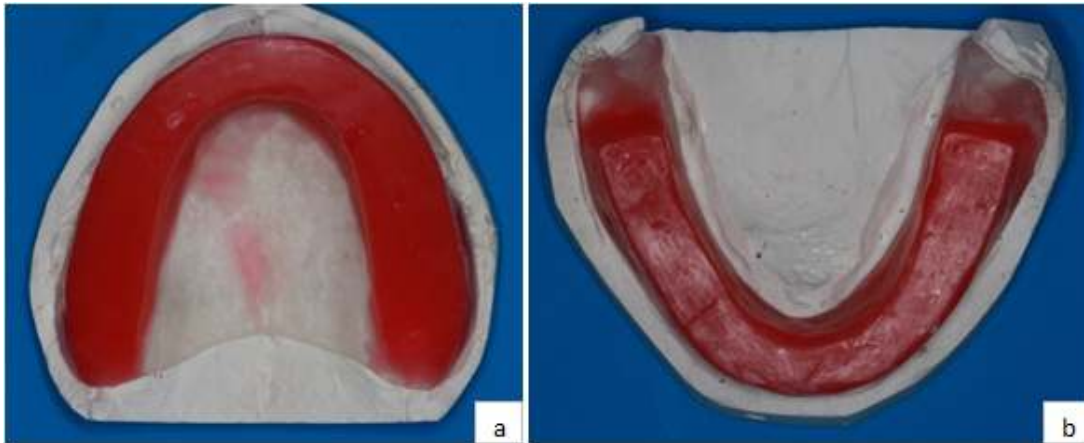


Figura 6 – Modelos funcionais com as bases de prova: a) maxilar; b) mandibular.

A dimensão vertical de oclusão (DVO) necessária para a reabilitação do caso foi planejada com a ajuda de um compasso de Willis. Por meio do plano superior, determinou-se o suporte labial superior e comprimento dos dentes, sua curvatura ântero-posterior e corredor bucal (Figura 7a e 7b).



Figura 7 - a) Registro da DVO com compasso de Willis; b) Plano de cera superior em posição, após seu ajuste, permitindo a determinação do comprimento dos dentes em relação ao lábio superior, em repouso.

Concluído o ajuste do plano de cera superior, o inferior também foi posicionado em boca e seu ajuste foi feito até que se atingisse a DVO estabelecida inicialmente. As dimensões do plano inferior foram ajustadas conforme o plano superior e a análise do registro foi feita por meio do método da plenitude facial associada ao método da deglutição. As linhas de referências foram demarcadas na seguinte sequência: linha do sorriso, linha dos caninos e linha média (Figura 8).



Figura 8 - Planos de cera em boca após ajustes e demarcação das linhas do sorriso, da linha dos caninos e da linha média.

Foram realizados três sulcos de referência com paredes expulsivas nos dois planos de cera, com espátula aquecida. Uma porção de silicone pesado (Speedex) foi interposta entre eles para registrar a posição e permitir a transferência do modelo inferior para o articulador semiajustável (ASA) (BioArt, São Carlos, Brasil) (Figura 9).



Figura 9 - Planos de cera e registro, com silicone de condensação, interposto entre os dois planos.

Após a presa do material, o plano inferior juntamente com o registro foi removido e o garfo do arco facial do ASA foi posicionado com outra porção de silicone pesado de condensação (Speedex) no plano superior ainda em boca. Fez-se o registro do arco facial (Figura 10).

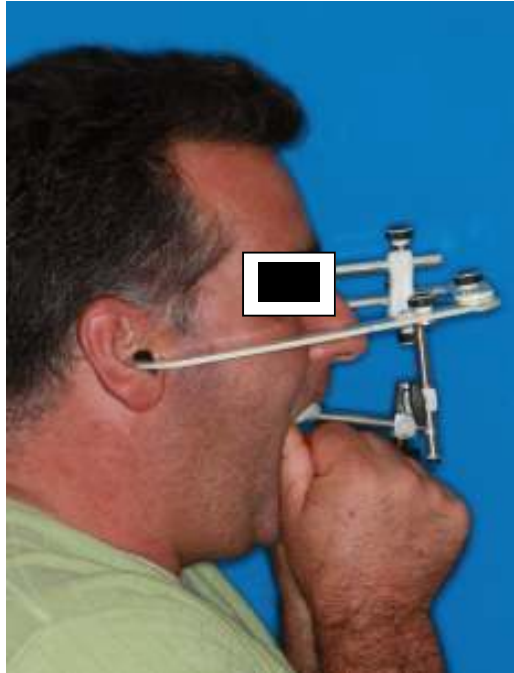


Figura 10 - Arco facial posicionado para permitir a transferência do modelo de gesso para o ASA.

Por meio das medidas das linhas de referência, os dentes foram escolhidos e montados. Na prova funcional (Figura 11) foram conferidas as posições de relação de oclusão cêntrica (ROC), DVO, espaço funcional livre (EFL), espaço de pronúncia, plenitude facial, modelo de dentes de estoque, cor, corredores bucais, suporte labial e todos os demais fatores relacionados à reabilitação funcional e estética preconizados.



Figura 11 – Prova funcional da montagem dos dentes em cera.

Após a aprovação da montagem, a prótese total superior foi acrilizada e a montagem inferior foi moldada por dentro e por fora, obtendo-se, assim, um gabarito que foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (VIP Flash, Pirassununga, Brasil) para obtenção da guia multifuncional que foi conferida no ASA e também provada em boca (Figuras 12 e 13).



Figura 12 - Guia Multifuncional inferior e prótese superior acrilizada.



Figura 13 - Prova da prótese total superior e da guia multifuncional após ajuste clínico.

4.3 Procedimentos cirúrgicos

Foram solicitados exames laboratoriais como: hemograma, coagulograma e glicemia. A medicação administrada previamente à cirurgia foi de 4mg de betametasona e 5mg de diazepam, uma hora antes do procedimento cirúrgico.

Foi realizada a assepsia facial e intrabucal, com a utilização de clorexidina a 0,12 % e o procedimento anestésico indicado (Mepivacaína com adrenalina, DFL, Rio de Janeiro, Brasil). A localização dos forames mentuais foi realizada e a demarcação das áreas foi feita com violeta genciana previamente ao procedimento anestésico (Figura 14), seguida das incisões e deslocamento total do retalho (Figura 15). Quando necessário, procedeu-se à regularização do rebordo sendo a osteotomia feita com alveolótomo biarticulado e fresas específicas.



Figura 14 - Imagem do rebordo com as marcações das emergências mentuais feitas com violeta genciana.



Figura 15 - Vista oclusal do rebordo com descolamento do retalho.

Foram utilizadas brocas do kit cirúrgico da empresa Neodent[®] (Curitiba, Brasil) para o preparo dos alvéolos cirúrgicos, assim como motor e contra-ângulo da empresa NSK[™] (Kanuma, Japão). Com a regulagem do motor em 1200 RPM e torque de 40N.cm, a primeira perfuração foi feita 3,5 mm a partir da parte mais mesial da emergência do forame mental do lado direito da mandíbula (Figura 16), sendo esta a posição do implante de número um.



Figura 16 - Determinação do posicionamento da primeira perfuração a 3,5mm da parte mais mesial da emergência do forame mental, utilizando bandeirinha de 7mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil).

Da mesma forma, foi feita a segunda perfuração do local para a instalação do implante no lado esquerdo da mandíbula, ou seja, mais mesial à emergência do forame mental do lado esquerdo, sendo esta a posição do implante de número cinco. As outras perfurações para determinação do local do implante foram: na sínfise mental (posição de implante número três), entre a perfuração ao lado do forame mental direito e a perfuração da sínfise (posição de implante número dois) e entre a perfuração ao lado do forame mental esquerdo e a sínfise (posição de implante número quatro). Sendo assim, os implantes foram numerados de um a cinco, da direita para a esquerda.

A guia multifuncional foi assentada sobre o rebordo para a avaliação da futura posição espacial dos implantes, sendo utilizada como guia cirúrgica (Figura 17).



Figura 17 - Assentamento da guia sobre o rebordo antes da instalação dos implantes. Análise das posições dos paralelizadores em relação à guia multifuncional.

Os paralelizadores, juntamente com a prótese total superior, permitiram a avaliação das posições de fresagem para o posterior posicionamento mais favorável no sentido vestibulo-lingual dos implantes (Figura 18).



Figura 18 - Análise da relação das posições dos paralelizadores com a prótese total superior.

A instrumentação cirúrgica seguiu o protocolo descrito por Adell et al, 1981, no qual o alvéolo vai sendo gradativamente alargado.

4.3.1 Instalação dos implantes e utilização da catraca torquímetro

Para a instalação dos implantes, foram utilizadas as conexões relativas ao implante cone Morse do kit cirúrgico da empresa Neodent[®]. Primeiramente, o implante era levado ao alvéolo cirúrgico com o contra-ângulo regulado para 30 RPM e sua conexão correspondente, até o travamento estabelecido pelo motor cirúrgico que era de 40N.cm. Somente então, a conexão contra-ângulo era substituída pela conexão catraca torquímetro, continuando a partir daí a inserção do implante no alvéolo cirúrgico até seu comprimento total. Dessa maneira, se tornava visível a obtenção ou não de um torque progressivo, bem como o torque final alcançado (Figura 19). Os torques finais, em N.cm, tiveram seus valores registrados (Tabela 6), no Apêndice.



Figura19 - Imagem da catraca torquímetro no momento da inserção final do implante fazendo-se a leitura do torque.

Em todos os indivíduos, os implantes foram instalados seguindo a mesma metodologia. Os indivíduos tiveram suas mandíbulas classificadas segundo a qualidade

óssea, de acordo com a classificação proposta por Lekholm e Zarb, 1985, e os dados foram registrados nos seus prontuários correspondentes. A instrumentação foi compatível com a qualidade óssea encontrada, assim como o tipo de implante a ser instalado. Em osso tipo I e II, foram instalados implantes cilíndricos corticais (Titamax Cortical CM) e em osso tipo III e IV foram instalados implantes cilíndricos expansivos (Titamax EX CM), cilíndricos medulares (Titamax Medular CM) e cônicos (Alvim CM), todos com plataforma tipo cone Morse da empresa Neodent® (Tabela 6), no Apêndice.

Todos os implantes foram instalados 1 a 2 mm infra-ósseo, conforme recomenda o fabricante (Figura 20). A técnica cirúrgica visou a obtenção da estabilidade primária que permitiu a indicação da técnica da carga imediata. Buscava-se sempre instalar os implantes com estabilidade em torno de 45 N.cm para os de posição um e cinco, uma vez que esses implantes sofrem maior deslocamento quando cargas são aplicadas na extensão cantilever (Holst et al., 2008). Para os implantes das demais posições, aceitou-se estabilidade de, pelo menos, 30 N.cm (SZMUKLER-MONCLER et al., 2000; DRAGO & LAZZARA, 2006).



Figura 20 – Vista oclusal de um dos arcos ao término da instalação dos implantes.

4.4 AFR e coleta de dados

Para a captação dos valores de ISQ, o aparelho Osstell™ Mentor foi inicializado e calibrado por meio de um dispositivo específico para esse fim (Figura 21).



Figura 21 - Calibração do aparelho Osstell™ Mentor antes de iniciar as medições.

O *smartPeg* tipo 16 referências 100388 (Integration Diagnostics AB, Suécia), foi adaptado a cada implante a ser avaliado. Para isso, aproximou-se a parte ativa do aparelho Osstell™ Mentor ao *smartPeg* que, ao ser energizado eletricamente, respondeu com a medida de frequência de ressonância em ISQ (Figura 22).

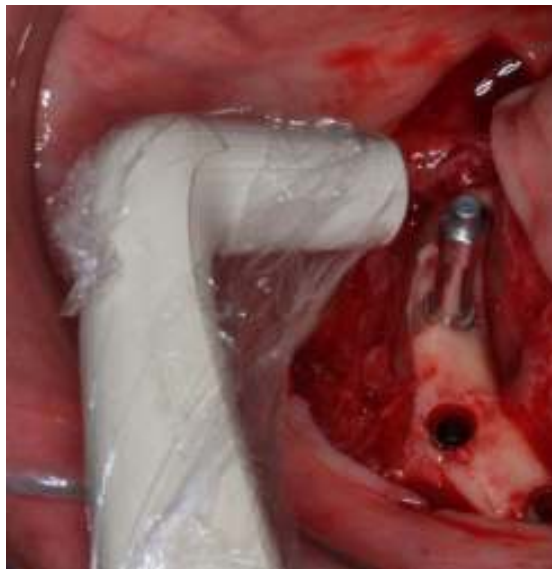


Figura 22 – Imagem de um dos momentos da leitura do ISQ com o aparelho Osstell™ Mentor e com o *smartPeg* parafusado ao implante.

Foram feitas duas leituras para cada implante, sendo uma na face vestibular e outra na face proximal (mesial ou distal), conforme recomendação do fabricante, obtendo-se uma média entre os valores. Os dados foram registrados (Tabela 6), no Apêndice. Nesse momento, analisavam-se os valores de estabilidade inicial obtidos em cada implante por meio da AFR. Foram seguidas as instruções estabelecidas na literatura para carga imediata, segundo o critério Osstell. Dados preliminares apresentados por Sennerby e Meredith (2008) sugerem que medidas de ISQ acima de 60-65 no ato da instalação do implante avalizam o uso para carga imediata (Figura 23).

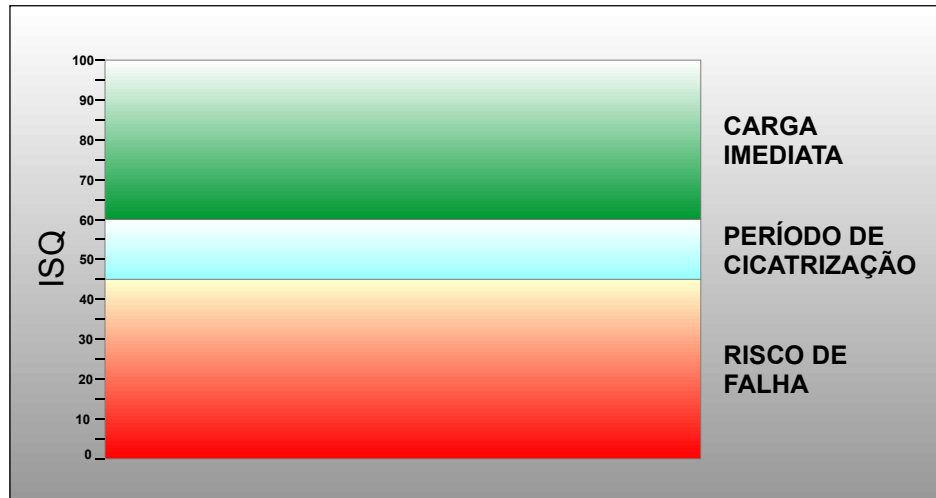


Figura 23 - Escala em ISQ das medidas da estabilidade no momento da colocação da colocação da fixação (Sennerby e Meredith, 2008).

4.5 Escolha dos Intermediários e AFR (T0)

Foram escolhidos como intermediários minipilares cônicos (MPC) (Neodent®). As alturas dos transmucosos variaram entre 2,5 e 4,5 mm, dependendo da altura da crista óssea em relação ao espelho do implante e da quantidade de tecido gengival remanescente. Os MPC foram instalados e o torque de 20 N.cm foi aplicado com sua conexão correspondente e catraca protética Neodent® em cada um deles. Utilizou-se o *smartPeg* Tipo A3 referência 100363 (Integration Diagnostics AB, Suécia) parafusado a um MPC de cada vez para aferição da AFR (Figura 24). Essa aferição foi executada novamente, por recomendação do fabricante do aparelho Osstell™ Mentor, nas faces vestibulares e proximais (mesial ou distal) nos intermediários (Tabela 7, no Apêndice), obtendo-se uma média entre os valores.

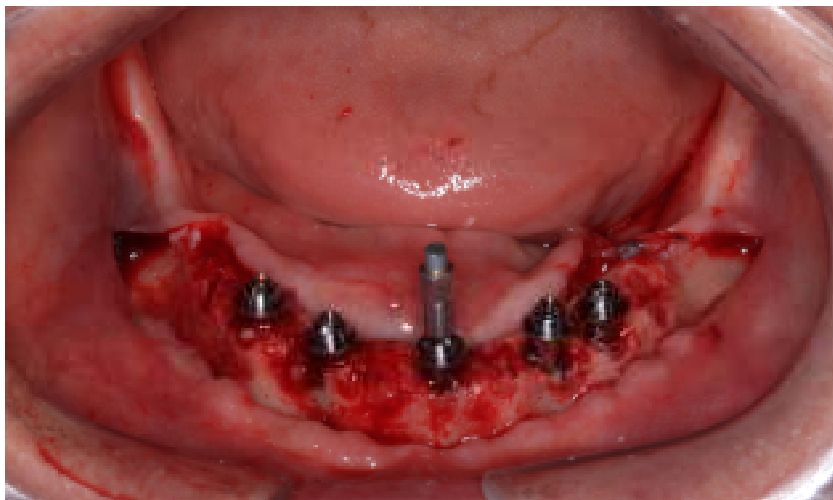


Figura 24 - Imagem do *smartPeg* parafusado ao MPC, para a medição do ISQ com Osstell™ Mentor.

Logo após, realizou-se a sutura com fio Monocryl 4-0, Ethicon (*Johnson e Johnson*®, EUA) (Figura 25).



Figura 25 - Vista oclusal após a instalação dos MPC e da sutura.

4.6 Procedimentos protéticos

Os transferentes de arrasto dos MPC tiveram seus parafusos longos substituídos por parafusos curtos para permitirem o registro de oclusão com a guia multifuncional. Após sua conexão aos MPC e a união deles entre si com resina acrílica (Pattern Resin™, GC, Tokio, Japão), a guia multifuncional foi adaptada e também unida com a mesma resina aos transferentes, sem que sofresse interferência. Em seguida, passou-se vaselina na prótese total superior e a resina acrílica foi colocada sobre três pontos na guia (incisivos e molares direito e esquerdo) e o registro intermaxilar foi conseguido (Figura 26).



Figura 26 - Guia multifuncional unida aos transferentes e registro de oclusão.

Para a obtenção do molde, foi utilizado material de moldagem elástico à base de silicone de condensação fluido e seu catalisador (Speedex, Coltene Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), o qual foi injetado com seringa protética (Jon, São Paulo), específica

para este fim sob a guia multifuncional, tomando-se o cuidado de manter a sua ponta para cima, evitando assim, a entrada de material abaixo do tecido gengival. Após a reação de presa do material, os parafusos curtos que prendiam os transferentes aos MPC foram removidos, liberando o conjunto (Figura 27).



Figura 27 - Vista interna da guia multifuncional, após a obtenção da moldagem.

Após o término da transferência foram instalados cilindros de proteção sobre os MPC e os indivíduos foram dispensados.

4.7 Protocolo medicamentoso

Logo após o término da cirurgia e da moldagem, o paciente recebia um envelope de Ibuprofeno, 600mg, diluído em 10 ml de água. Indicou-se o protocolo medicamentoso pós-cirúrgico utilizado de forma tradicional pelo ILAPEO que consiste em: Amoxicilina 500mg: uma cápsula a cada oito horas durante sete dias; Paracetamol, 750mg: um

comprimido a cada seis horas enquanto houvesse dor e enxágues suaves com clorexidina a 0,12%, a cada doze horas, por sete dias, começando vinte e quatro horas após a cirurgia. Quando o paciente apresentava-se alérgico à penicilina, substituía-se a Amoxicilina por Azitromicina, 500mg: uma cápsula ao dia, por cinco dias.

4.8 Formação dos grupos que teriam as reabilitações acompanhadas (G1 e G2)

Dos vinte e três indivíduos que receberam as reabilitações, quatorze, concordaram em comparecer para acompanhamentos periódicos, com o objetivo de análise comparativa. Esses quatorze indivíduos foram divididos em dois grupos, com sete indivíduos cada. O grupo que recebeu próteses fixas sobre implantes com a técnica da barra rígida com cimentação passiva, foi denominado de G1. O grupo que recebeu próteses sobre implantes sem barra rígida (barra distal – Neodent®, Curitiba, Brasil), foi denominado G2. O G1 foi composto por seis mulheres e um homem, com idades entre 42 e 73 anos, numa média de 57 anos. O G2 foi composto por quatro mulheres e três homens, com idades entre 47 e 75 anos, perfazendo uma média de 59,4 anos. Os nove pacientes que não concordaram em comparecer nos controles periódicos foram reabilitados com barra rígida e colocados no programa de controle do ILAPEO.

4.9 Fase laboratorial

Análogos de titânio foram parafusados sobre os transferentes dos MPC e gengiva artificial (Gengifast, Badhia Polesine, Itália) foi aplicada (Figura 28).



Figura 28 - Guia multifuncional com os análogos em posição e gengiva artificial aplicada.

Gesso especial tipo IV (Kromotipo, Bradent, Alemanha) foi vazado, para assim serem obtidos os modelos de trabalho que foram montados em ASA (Figura 29).



Figura 29 - Modelos de trabalho montados em ASA utilizando a guia.

4.9.1 Procedimentos protéticos na técnica da barra rígida com cimentação passiva

Essa técnica da cimentação passiva é composta por três cilindros diferentes: calcinável, latão e titânio (Figura 30).



Figura 30 – Cilindros para carga imediata. Da esquerda para direita: calcinável, de latão e de titânio (Fonte: catálogo Neodent®).

Para o enceramento da infraestrutura metálica, o cilindro calcinável foi sobreposto sobre o cilindro de latão e o conjunto parafusado sobre os análogos dos pilares protéticos (Figura 31) e procedeu-se ao enceramento (Figura 32).



Figura 31 - Cilindros calcináveis sobre os cilindros de latão parafusados aos análogos dos MPC.



Figura 32 - Barra encerada, com os canais de alimentação e retenções em cera para a inclusão e fundição.

Após a inclusão (Figura 33), a barra foi fundida em liga metálica VI-Star (Talladium do Brasil) e desincluída. Para a limpeza, passou por jateamento com esfera de vidro com granulação de 100 μ m (Comagra, São Paulo, Brasil) e usinagem (Figura 34). A

estrutura metálica foi ajustada nos cilindros de latão que estavam sobre os análogos no modelo e articulada para montagem dos dentes e enceramento (Figura 35).



Figura 33 - Inclusão da barra.



Figura 34 - Barra desincliída, jateada, usinada e aparafusada aos cilindros de latão que permanecem sobre os análogos no modelo de gesso.



Figura 35 - Estrutura metálica aparafusada aos cilindros de latão sobre os análogos dos MPC para posicionamento e enceramento dos dentes.

Após a acrilização da prótese, os cilindros de latão, dimensionalmente menores, foram substituídos pelos cilindros de titânio (Figura 36), os quais foram cimentados diretamente à barra.



Figura 36 – Vista inferior do espaço interno proporcionado pelos cilindros de latão para a futura cimentação dos cilindros de titânio.

Com a criação de um espaço interno pelos cilindros de latão, a cimentação dos cilindros de titânio à barra torna-se possível. Esta foi realizada com cimento resinoso Panavia (Kuraray Co., Ltd, Kurashiki, Japão) (Figura 37).



Figura 37 - Cimentação dos cilindros de titânio à infraestrutura com cimento resinoso.

Após a remoção dos excessos foi aplicado o gel (Oxiguard II) que vem no kit do cimento resinoso Panavia (Kuraray Co., Ltd, Kurashiki, Japão) sobre a área de cimentação, para que ocorresse a polimerização química sob ausência de oxigênio (Figura 38).



Figura 38 - Aplicação de gel Oxiguard II Panavia (Kuraray Co., Ltd, Kurashiki, Japão) na área de cimentação para a polimerização total do cimento.

Depois de completada a polimerização, os parafusos de retenção da prótese ao modelo foram removidos e foi efetuada sua limpeza e polimento (Hermann et al., 2007).

4.9.2 Procedimentos protéticos na técnica da barra distal

No laboratório, foram instalados os cilindros específicos da técnica da barra distal ou extensão cantilever (Neodent[®]), parafusados sobre os análogos. Os cilindros para os extremos distais possuem pequenas barras perpendiculares em titânio que têm a função de reforço para a área dos extremos livres. Para os implantes que estão entre os dois implantes distais, os cilindros são somente ranhurados (Figura 39).



Figura 39 - Cilindros instalados no modelo de trabalho. Os cilindros distais já possuem pequenas barras perpendiculares para reforço e os do meio possuem somente ranhuras.

A técnica da barra distal permite ao clínico a confecção de uma prótese fixa a partir da prótese antiga do paciente, desde que esta esteja em boas condições e com bom volume de material em altura (THOMÉ et al., 2006). No entanto, neste estudo, as próteses inferiores, fixas, sobre os cilindros para barra distal foram confeccionadas a partir de um preparo protético prévio, que gerou uma guia multifuncional a ser utilizada durante a fase cirúrgica e protética. Com as próteses superiores e inferiores dentro das especificações exigidas para obtenção de estética e função, as próteses antigas dos pacientes, quando existentes, foram eliminadas. A confecção das próteses inferiores com a técnica da barra distal foi realizada pelo técnico, no laboratório de prótese, e por este motivo, demandou o uso de um fio ortodôntico 1,2mm (Morelli, Sorocaba, Brasil) soldado aos componentes utilizados pela técnica, para que não se deslocassem no momento da utilização da mufla. Após a soldagem do fio ortodôntico aos cilindros, os dentes de estoque que estavam presos ao gabarito de silicone foram posicionados no modelo e cera aquecida foi vertida sobre eles para que se relacionassem aos cilindros (Figuras 40a e 40b).

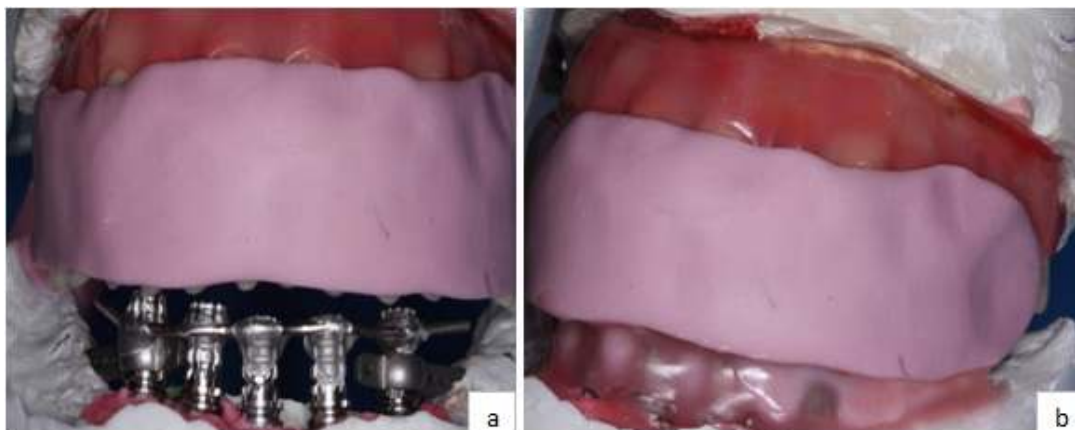


Figura 40 – a) Posicionamento dos dentes em relação aos cilindros unidos com fio ortodôntico; b) Cera é vertida sobre os dentes para que se relacionem aos cilindros.

Fez-se a escultura e acabamento da prótese e a inclusão em mufla para acrilização. Após a demuflagem, procedeu-se então à acrilização. Após a polimerização, a prótese foi desincluída e polida.

4.10 Procedimentos prévios e instalação das próteses

Tanto para barra rígida quanto para barra distal, os procedimentos prévios à instalação das próteses foram os mesmos. Após 48 a 72 horas do procedimento cirúrgico, os indivíduos retornaram. Os cilindros protetores dos minipilares foram removidos, procedeu-se à irrigação com soro fisiológico para limpeza da área. A prótese foi posicionada sem nenhum parafuso e sua estabilidade foi avaliada, observando-se a ocorrência ou não de movimento de báscula. Se aprovada a adaptação no primeiro teste, passava-se ao segundo, que consistia em fixar o parafuso no implante da posição três e, com uma sonda, afastava-se delicadamente a gengiva ao redor dos outros MPC e confirmava-se visualmente a adaptação. Depois, os parafusos dos implantes um e cinco foram apertados, seguidos do dois e quatro, observando-se se havia resistência para sua

completa inserção à rosca interna do componente protético. Todas as reabilitações mostraram-se satisfatórias no quesito “adaptação passiva”. O ajuste oclusal foi realizado em posição de ROC, manipulando-se a mandíbula na posição mais posterior e superior possível. Procurou-se estabelecer o maior número de contatos oclusais em coincidência com a ROC. O ajuste da guia anterior foi realizado estabelecendo-se oclusão bilateral balanceada, se necessário. Os indivíduos foram instruídos quanto à higiene, alimentação e cuidados nos primeiros dias pós-operatórios.

4.10.1 Instalação das próteses com barra rígida e radiografias

A instalação aconteceu 48 a 72 horas após o procedimento de instalação dos implantes (Figura 41).



Figura 41 - Instalação da prótese em um dos casos com barra rígida.

As próteses foram fixadas por parafusos aos MPC. A parte sextavada dos parafusos foi protegida com pequenos pedaços de *teflon* e os acessos foram fechados com cimento obturador Bioplic (Biodinâmica, Ibiporã, Brasil). Todos os procedimentos

foram anotados nas fichas clínicas dos pacientes. Foram feitas radiografias panorâmicas (Figura 42) logo após instalação das próteses com barra rígida e radiografias periapicais (Figura 43), em todos os casos.



Figura 42 – Radiografia panorâmica final de um dos casos de barra rígida.

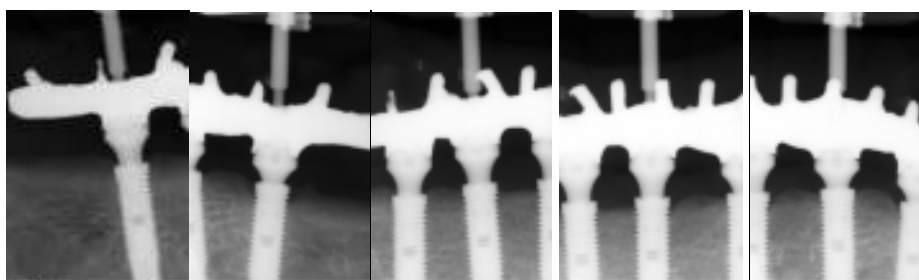


Figura 43 – Radiografias periapicais de um dos casos de barra rígida.

4.10.2 Instalação das próteses com barra distal e radiografias

Da mesma forma, a instalação aconteceu 48 a 72 horas após o procedimento de instalação dos implantes (Figura 44).



Figura 44 - Instalação da prótese em um dos casos com barra distal.

As próteses foram fixadas por parafusos aos MPC. A parte sextavada dos parafusos foi protegida com pequenos pedaços de *teflon* e os acessos foram fechados com cimento obturador Bioplic (Biodinâmica, Ibiporã, Brasil). Todos os procedimentos foram anotados nas fichas clínicas dos pacientes. Foram feitas radiografias panorâmicas (Figura 45) e periapicais (Figura 46) logo após a instalação das próteses com barra distal em todos os indivíduos para se confirmar a boa adaptação dos componentes da barra distal aos MPC.



Figura 45 - Radiografia panorâmica após a instalação da prótese com barra distal.

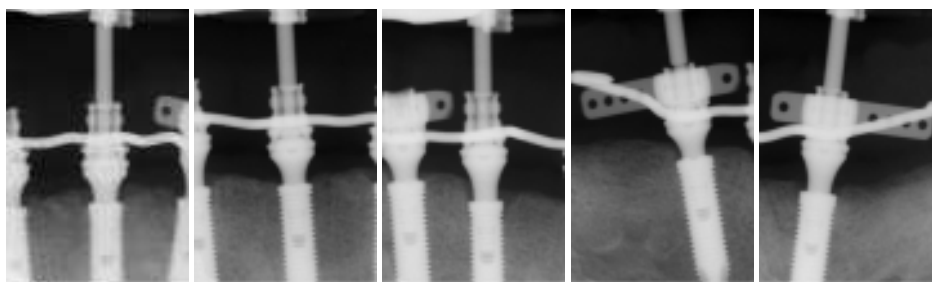


Figura 46 – Radiografias periapicais de um dos casos de barra distal.

4.11 Remoção da sutura

Os indivíduos retornaram 10 dias após para a remoção da sutura, conforme o protocolo do ILAPEO (Borges et al., 2010). Para tanto, as próteses foram removidas e somente após a avaliação da cicatrização, a sutura era retirada. Após sua remoção, aparafusaram-se novamente as próteses sobre os MPC, quando cada um dos parafusos recebeu o torque de 10 N.cm, confirmados pela catraca torquímetro protética Neodent®. Foram realizados novos ajustes oclusais, procurando-se eliminar pontos prematuros e interferências ainda existentes. Novamente, a parte sextavada dos parafusos foi

protegida com pequenos pedaços de *teflon* e os acessos foram fechados com cimento obturador Bioplic (Biodinâmica, Ibiporã, Brasil). Reforçou-se a instrução de higiene das próteses com a indicação de dispositivos como escovas interdental e monotufo, passafio e aparelhos com jato de água, específicos para limpeza bucal.

4.12 Avaliações clínicas (T4 e T8)

Todos os vinte e três indivíduos foram reavaliados após um período de quatro meses (T4) e oito meses (T8) da instalação das próteses. Durante estes exames foram avaliadas a situação clínica das próteses, dos parafusos protéticos e o torque dos minipilares cônicos. Entretanto, a leitura com Osstell™ Mentor só foi realizada nos quatorze pacientes dos grupos em que se avaliava o comportamento dos implantes reabilitados com barra rígida ou barra distal. Foi aferida a estabilidade de cada um dos implantes por meio do Osstell™ Mentor, usando o mesmo método adotado em T0. O *smartPeg* tipo A3 referência 100363 (Integration Diagnostics AB, Suécia), era acoplado a um MPC por vez, e a aferição era realizada (Figura 47). Os valores obtidos foram transferidos para uma tabela (Tabela 7, no apêndice).



Figura 47 – Imagem de um momento de leitura por proximal com o aparelho Osstell™ Mentor sendo realizada com o *smartPeg* parafusado ao MPC. Essa aferição foi repetida quatro e oito meses após a instalação da prótese.

Nos demais indivíduos foram feitos os controles de higienização e todos os demais itens que avaliam o comportamento das próteses e dos implantes, como proposto por Zarb e Albrektsson (1998). O critério utilizado para avaliação do índice de sucesso dos implantes foi a avaliação clínica por meio da aplicação de torque rotacional e avaliação de presença ou não de sensibilidade e /ou mobilidade, assim como análise do comportamento dos tecidos moles e análise radiográfica.

4.13 Análise estatística

A partir dos objetivos estabelecidos na presente pesquisa, definiram-se os seguintes questionamentos para análise estatística:

1. Sendo a estabilidade do implante medida por meio da AFR (Osstell™ Mentor), um método de diagnóstico cientificamente comprovado, mas que não está

presente na maioria dos consultórios odontológicos, e também por meio da catraca torquímetro, um aparelho sempre disponível, é possível que a análise pessoal, por meio da catraca torquímetro, seja válida na ausência do aparelho Osstell™ Mentor?

2. As medidas obtidas com a catraca torquímetro têm correlação com os valores obtidos com o Osstell™ Mentor, ou seja, valores maiores de torque de inserção têm correspondente aumento dos valores de ISQ?

3. A estabilidade inicial obtida, aferida com o aparelho Osstell™ Mentor sofreria modificações durante o período de osseointegração (T4) e depois disso (T8), ao longo do tempo?

4. Haveria diferenças no comportamento da estabilidade nos diferentes tempos entre os dois grupos? A ausência de barras rígidas unindo os implantes interferiria na manutenção da estabilidade inicial obtida? A utilização das barras distais para próteses instaladas sobre implantes em mandíbula substituiriam o uso das barras rígidas, quando utilizadas em implantes com conexão protética cone Morse?

5. Artigos Científicos

5.1 Artigo 1

Artigo elaborado segundo as normas da revista *Clinical Oral Implants Research*.

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE DUAS FORMAS DE MEDIÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA (TORQUE DE INSERÇÃO E ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA).

Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Eloana Thomé

Sérgio Rocha Bernardes

Vanessa Helena Jamcoski

Rogéria Acedo Vieira

Rosa Cristina Mendes de Souza

Author's affiliations:

Ivete Aparecida de Mattias Sartori, Eloana Thomé, Sérgio Rocha Bernardes, Vanessa Helena Jamcoski, Rogéria Acedo Vieira, Rosa Cristina Mendes de Souza, Departamento de Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Brasil

Corresponding author:

Ivete Aparecida de Mattias Sartori
Departamento de Implantodontia – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico
Rua Jacarezinho, 656 Mercês CEP: 80710-150
Curitiba-Paraná, Brasil
Fone: 55 (41) 35956000
e-mail: coordenação@ilapeo.com.br

Key words: Implantes Dentários; Carga Imediata; Prótese Dentária; Torque.

Abstract

Objective: Analisar comparativamente os torques de inserção dos implantes, obtidos com a catraca torquímetro e os valores de estabilidade medidos pela análise de frequência de ressonância (AFR) com o aparelho Osstell™ Mentor, verificando se há correlação entre os dois métodos, para a aplicação ou não da técnica da carga imediata.

Material and Methods: Vinte e três indivíduos adultos, desdentados totais, de ambos os gêneros, não fumantes, de boa saúde geral, participaram do estudo. Foram realizadas cirurgias para instalação de cinco implantes na região interforaminal da mandíbula, totalizando cento e quinze implantes. Foram instaladas próteses tipo protocolo sobre os implantes e uma prótese total superior para cada indivíduo. Durante a instalação de cada um dos implantes, até sua instalação completa, o torque foi medido por meio da catraca torquímetro (Neodent®, Curitiba, Brasil) e, depois de totalmente instalados, com o aparelho Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics, Gotemburgo, Suécia). Os implantes foram testados individualmente, após o período de osseointegração.

Results: Por meio do teste de normalidade, verificou-se que os dados apresentavam distribuição normal. Foi realizado o teste de correlação de Pearson, um teste paramétrico, chegando-se ao coeficiente de correlação (r) de -0,07703, com um p-valor igual a 0,41. O índice de sucesso dos implantes foi de 100%.

Conclusion: A análise estatística não mostrou correlação entre os dois métodos; porém, como todos os implantes se mostraram osseointegrados no acompanhamento, foi possível concluir que os parâmetros estabelecidos para as duas formas de medição são aceitáveis clinicamente.

Os implantes dentários proporcionaram ao profissional da Odontologia a possibilidade de reabilitações orais com prognósticos mais favoráveis a longo prazo. Após anos de pesquisas e bons resultados obtidos por Brånemark et al., 1977, a Implantodontia ganhou ainda melhores resultados com o princípio da carga imediata (Henry e Rosenberg, 1994). A possibilidade de reabilitação em um único estágio viabilizou a instalação das restaurações protéticas num tempo muito reduzido, quando comparado aos procedimentos convencionais propostos inicialmente por Brånemark (Henry, Tan e Uzawa, 1997; Piatelli et al., 1998; Romanos et al., 2002). Alguns fatores devem ser observados para o emprego da carga imediata e manutenção da osseointegração. Como exemplo, a estabilidade primária, que é a estabilidade do implante no momento de sua instalação (Albrektsson et al., 1981).

Para medir a estabilidade primária, alguns métodos foram desenvolvidos. Dentre eles, a análise de frequência de ressonância (AFR) (Meredith, 1998) e o uso do torque de inserção (Friberg et al., 1995). A AFR medida por meio do aparelho Osstell™ Mentor é um método já comprovado por diversos estudos e apresenta algumas vantagens descritas, como: oferecer um diagnóstico da estabilidade do implante e de sua densidade óssea, utilizando-se da vibração e do princípio da análise estrutural sem ser um método invasivo (Mihoko, 2007). Esse aparelho une o transdutor, a análise computadorizada e a fonte de captação em uma só máquina (Garg, 2007), como o modelo proposto por Meredith, Alleyne e Cawley, 1996. Primeiramente, o Hertz era usado como sua unidade de medida. Posteriormente, o aparelho foi adaptado para transformar a unidade (Hz) em ISQ (*Implant Stability Quotient*), assim como mais recentemente, no modelo Mentor, foi adotada uma tecnologia sem fio e o transdutor foi substituído pelo *smartPeg*.

O uso do torque de inserção é outro método de medição da estabilidade primária (Meredith, 1998). Este é descrito como sendo o torque aplicado para o assentamento final do implante. Em um relato de carga imediata com 40 indivíduos, Nikellis, Levi e Nicolopoulos, 2004, chamaram tal avaliação de teste do parafuso, em que o implante deveria estabilizar com 32Ncm com auxílio de um torquímetro manual ou digital. Esses equipamentos possibilitam o controle do torque de inserção do implante durante sua instalação.

Considerando-se que a medida da estabilidade do implante por meio da AFR (Osstell™ Mentor) é um método de diagnóstico cientificamente comprovado, mas que não está presente na maioria dos consultórios odontológicos e que a catraca torquímetro é um aparelho sempre disponível, idealizou-se um estudo clínico com a finalidade de comparar os valores obtidos pela utilização das duas metodologias para avaliar se a análise utilizando a catraca torquímetro seria válida na ausência do aparelho

Osstell™ Mentor e também se os parâmetros colocados para os dois têm aplicabilidade clínica.

MATERIAL E MÉTODOS

Seleção da Amostra

Após a aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR) sob parecer 0003394/09, vinte e três indivíduos adultos, que compareceram na triagem rotineira do ILAPEO (Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico), foram convidados a participarem do estudo por preencherem os critérios adotados na seleção. Os de inclusão foram: portadores de edentulismo total; boa saúde geral; não fumantes e portadores de boa disponibilidade óssea (que permitisse a instalação de implantes de, pelo menos, 3,5mm de diâmetro e 8mm de comprimento e distâncias entre os forames mentuais suficientes para a instalação de cinco implantes). Não foram incluídos indivíduos diabéticos não compensados, fumantes, usuários de fármacos bisfosfonados e irradiados nos últimos cinco anos. Os indivíduos selecionados foram orientados em relação à participação da pesquisa, e ao concordarem, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O grupo consistiu de dezesseis indivíduos do gênero feminino e sete do gênero masculino, com idades entre 38 e 75 anos (média de 58,3 anos). Todos os indivíduos foram submetidos a uma rigorosa anamnese e exame clínico além dos exames radiográficos: panorâmica e telerradiografia de perfil.

Preparo protético prévio

O preparo protético prévio foi executado, obtendo-se a reabilitação funcional e estética com montagem dos dentes em cera. Após a aprovação da montagem, a prótese total superior foi acrilizada e da montagem inferior, obteve-se uma guia multifuncional.

Procedimentos cirúrgicos e medição com a catraca torquímetro

Foram solicitados os seguintes exames laboratoriais: hemograma, coagulograma e glicemia. A medicação administrada previamente à cirurgia foi de 4mg de betametasona e 10mg de diazepam, uma hora antes do procedimento cirúrgico. Foi realizada a assepsia facial e intrabucal, com a utilização de clorexidina 0,12 % e o procedimento anestésico indicado (Mepivacaína com adrenalina, DFL, Rio de Janeiro, Brasil). Após incisões supracrestais e oblíquas e descolamento total do retalho, procedeu-se à regularização do rebordo, quando necessário. Foi utilizado o kit cirúrgico Neodent[®] (Curitiba, Brasil) para o preparo dos alvéolos, assim como motor e contra-ângulo cirúrgicos NSK[™] (Kanuma, Japão). O motor foi regulado para instrumentação com 1200 RPM e 40 N.cm de torque. Os implantes foram numerados de um a cinco, da direita para a esquerda, sendo a primeira perfuração feita a 3,5mm do forame mental direito, a segunda, da mesma forma do lado esquerdo e as outras três entre elas, com distâncias iguais entre cada uma. Para a instalação, o motor foi regulado com a rotação de 30 RPM e 40N.cm. Ao travar, o contra-ângulo era substituído pela catraca torquímetro (Fig. 1), continuando a partir daí a inserção do implante no alvéolo cirúrgico até seu comprimento total (Fig. 2).



Fig. 1. Catraca Torquímetro Cirúrgica (Neodent[®], Curitiba, Brasil).
(Fonte: www.neodent.com.br)

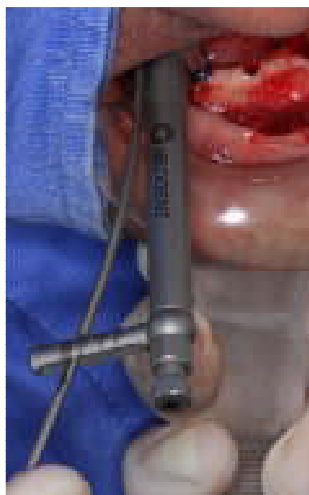


Fig. 2. Finalização da instalação do implante e medição do torque com a catraca torquímetro (Newtons.cm).

Dessa maneira, se tornava visível a obtenção ou não de um torque progressivo, bem como o torque final alcançado. A instrumentação foi compatível com a qualidade óssea encontrada, assim como o tipo de implante a ser instalado. Em osso tipo I e II, foram instalados implantes cilíndricos corticais e em osso tipo III e IV foram instalados implantes cilíndricos expansivos, cilíndricos medulares e cônicos, todos com plataforma tipo cone Morse da Neodent® (Curitiba, Brasil). Todos os implantes foram instalados 1 a 2 mm infra-ósseo, conforme recomendação do fabricante. A técnica cirúrgica visou a obtenção da estabilidade primária que permitiu a indicação da técnica da carga imediata. Buscava-se sempre instalar os implantes com estabilidade em torno de 45 N.cm para os de posição um e cinco. Para os implantes das demais posições, aceitou-se estabilidade de, pelo menos, 30 N.cm (Szmukler-Moncler et al., 2000; Drago & Lazzara, 2006)

AFR e coleta de dados

Para a captação dos valores de ISQ, o aparelho Osstell™ Mentor foi inicializado e calibrado por meio de um dispositivo específico para esse fim (Figura 3).



Figura 3 - Calibração do aparelho Osstell™ Mentor antes de iniciar as medições.

O *smartPeg* tipo 16 referências 100388 (Integration Diagnostics AB, Suécia), foi adaptado ao implante a ser avaliado ao ser energizado eletricamente pela ponta ativa do aparelho, respondeu com a medida de frequência de ressonância em ISQ (Figura 4).

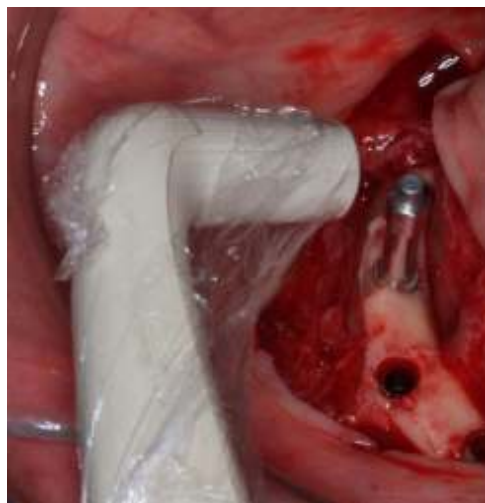


Figura 4 - Implantes instalados e uso do *smartPeg* para medição do ISQ com aparelho Osstell™ Mentor.

Foram feitas duas leituras para cada implante, sendo uma na face vestibular e outra na face proximal (mesial ou distal), conforme recomendação do fabricante, obtendo-se uma média entre os valores.

Fase protética

Foram escolhidos como intermediários minipilares cônicos (MPC) (Neodent®) e aplicado torque de 20 N.cm com a catraca protética Neodent® em cada um deles. Realizou-se a sutura com fio Monocryl 4-0, Ethicon (Johnson e Johnson®, EUA) (Figura 5).



Figura 5 - Vista oclusal após a instalação dos MPC e da sutura.

Os transferentes de arrasto dos MPC com parafusos curtos foram instalados e unidos entre si com resina acrílica (Pattern Resin™, GC, Tokio, Japão) assim como à guia multifuncional. O registro intermaxilar foi obtido. Para a obtenção do molde, foi utilizado material de moldagem elástico à base de silicone de condensação fluido (Speedex, Coltene Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), injetado com seringa protética sob a guia multifuncional. Após a obtenção do molde, foram instalados os cilindros de proteção dos MPC e os indivíduos foram dispensados. O protocolo medicamentoso seguido foi de Ibuprofeno, 600mg, diluído em 10 ml de água logo após a moldagem; Amoxicilina 500mg: uma cápsula a cada oito horas durante sete dias; Paracetamol, 750mg: um comprimido a cada seis horas enquanto houvesse dor e enxágues suaves com clorexidina 0,12%, a cada doze horas, por sete dias, começando vinte e quatro horas após a cirurgia. Quando o paciente apresentava-se alérgico à penicilina, substituía-se a Amoxicilina por Azitromicina, 500mg: uma cápsula ao dia, por cinco dias.

Instalação das próteses

As próteses foram executadas e após 48 a 72 horas do procedimento cirúrgico, instaladas. Todas as reabilitações mostraram-se satisfatórias no quesito “adaptação passiva”. Os ajustes oclusais foram feitos e os indivíduos foram instruídos quanto à higiene, alimentação e cuidados nos primeiros dias pós-operatórios.

Pós-Operatório

Os indivíduos retornaram 10 dias após para a remoção da sutura. As próteses foram removidas e após a avaliação da cicatrização, a sutura era retirada. Cada um dos parafusos que prendem a prótese aos MPC recebeu o torque de 10 Ncm. Foram realizados novos ajustes oclusais e a restauração provisória dos acessos dos parafusos foi executada. Reforçou-se a instrução de higiene das próteses com a indicação de dispositivos como escovas interdental e monotufo, passafio e aparelhos com jato de água, específicos para limpeza bucal.

Acompanhamento clínico

Todos os vinte e três indivíduos foram reavaliados após um período de quatro meses (T4) e oito meses (T8) da instalação das próteses. Durante esses exames foram avaliadas a situação clínica das próteses e dos parafusos protéticos, o torque dos minipilares cônicos e se havia dor e/ou mobilidade nos implantes.

RESULTADOS

Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk's para verificação da normalidade dos valores obtidos pela catraca torquímetro e pelo Osstell™ Mentor. Verificando-se que os dados apresentaram distribuição normal, foi aplicado o teste de correlação de Pearson, paramétrico, chegando-se ao coeficiente de correlação (r) de (-) 0,07703, com um p-valor de 0,41. Após oito meses de acompanhamento, não houve nenhuma perda de implantes ou de próteses, sendo de cem por cento o índice de sucesso.

DISCUSSÃO

Enquanto o estudo inicial de Brånemark et al, 1977 sugeria um tempo de cicatrização de três a seis meses antes da aplicação de carga aos implantes, outros estudos demonstraram a possibilidade da não-submersão e aplicação de carga precoce ou imediata sobre eles (Ledermann, 1979; Henry e Rosenberg, 1994; Ericsson et al., 1997), com resultados positivos. Estudos histológicos mostram que a carga imediata parece ter o potencial de aumentar o desenvolvimento do osso alveolar que cerca os implantes dentários (Romanos et al., 2002). A estabilidade inicial, medida em N.cm, vem sendo citada como um dos quesitos fundamentais para a indicação da técnica de carga imediata (Tupac, 2003; Neves, et al., 2008), uma vez que as micromovimentações dos implantes devem ser sempre minimizadas (Brånemark et al, 1999; Oliveira, 2004; Degidi e Piatelli, 2005) e sua medição na clínica diária tem sido recomendada (Balshi et al., 2005). Variações em relação aos valores recomendados são encontradas na literatura, sendo esses colocados de 30 N.cm (Szmukler-Moncler et al., 2000; Drago & Lazzara, 2006), 40 N.cm (Horiuchi et al., 2000) a 80 N.cm (Constantino, 2004). Neste estudo, o critério adotado como estabilidade mínima foi de 45 N.cm para os implantes distais e 30 N.cm para os implantes mesiais. Diferentes formas de instrumentação cirúrgica e também diferentes formatos de implantes foram utilizados associados ao tipo de osso que era identificado no momento da instrumentação cirúrgica, corroborando com as instruções já relatadas em outros estudos (O'Sullivan, Sennerby e Meredith, 2000; Pattinjn, 2006). Caso a estabilidade não fosse alcançada o implante era trocado por outro de maior diâmetro. Dessa forma, obteve-se a obediência do primeiro critério para todos os implantes instalados. Todos os valores ficaram entre 32 a 100 N.cm.

A AFR, obtida em ISQ pelo aparelho Osstell™ Mentor (Integrated Diagnostics, Gotemburgo, Suécia), é outra forma de medição da estabilidade dos implantes. Valores de ISQ entre 57 e 82, numa média de 69, descrevem a estabilidade de um implante completamente osseointegrado (Balleri et al., 2002). Dados preliminares apresentados

por Sennerby e Meredith, 2008, sugerem que medidas de ISQ acima de 60-65 no ato da instalação do implante, avalizam o respectivo uso para carga imediata. No presente estudo, os valores de ISQ ficaram entre 51 e 85. No entanto, dos 115 implantes, apenas dois mostraram valores médios menores que 57.

Um teste de hipótese consiste em aceitar ou rejeitar a hipótese inicial (H_0), com uma margem de erro. No caso deste estudo, a H_0 que foi testada, consistia em determinar-se se as medidas obtidas com a catraca torquímetro teriam correlação com os valores obtidos com o Osstell™ Mentor, ou seja, que para valores maiores de torque de inserção haveria correspondente aumento para os valores de ISQ.

Recorrendo-se à análise estatística, o teste empregado demonstrou coeficiente de correlação (r) de -0,07703, com um p-valor de 0,41, portanto, próximo a 0,5, tendendo pela falta de correlação entre os métodos. Esse dado corrobora com os dados encontrados em outros estudos (Schliephake, Sewing e Aref, 2006; Nkenke et al., 2003; Akça et al., 2010) e está em desacordo com outros que encontraram correlação entre o torque de inserção e AFR (Cehreli et al., 2009; Friberg et al., 1999).

Os estudos que não encontraram correlações explicam o fato de maneiras diversas. Enquanto um considera que a AFR pode ser influenciada pelas camadas ósseas corticais e medulares, e pelo fato de o estímulo usado na AFR vir do topo do implante (Bardyn et al., 2009; Akça et al., 2010) outros consideram que o torque de inserção faz uma leitura mais da parte trabecular do osso (Friberg et al., 1999), fazendo ainda considerações acerca de que a relação entre estrutura óssea e AFR ainda não está completamente explicada (Zix, Kessler-Liechti, Mericske-Stern, 2005), podendo ser influenciada pela densidade volumétrica, pela conectividade óssea trabecular e pela espessura e densidade da camada cortical (Degidi et al., 2009).

Considerando que todos os valores obtidos na medição com catraca estavam dentro dos valores recomendados, ao observar os dados obtidos com AFR

separadamente, nota-se que dos 115 implantes apenas dois apresentaram medidas inferiores ao valor mínimo 57 (valor médio 51). Assim sendo, pode-se considerar que os implantes apresentaram valores de estabilidade dentro dos parâmetros colocados para as duas formas de medidas. Sempre que os valores de torque de inserção eram mais baixos que 45 Ncm, eram relativos a implantes que não estavam nos extremos distais, pois há relatos de que tais implantes sofrem maiores deslocamentos quando cargas são aplicadas na extensão cantilever, sendo maiores em restaurações sem reforço de metal (Holst et al., 2008). Para confirmar os dados, os implantes passaram por uma avaliação longitudinal. Todas as próteses foram removidas após 10 dias para remoção da sutura, seguindo protocolo adotado na Instituição (Borges et al., 2010). Após o tempo de osseointegração, as próteses foram removidas e todos os implantes foram testados individualmente quanto à presença de dor, inflamação e mobilidade. Todos os implantes apresentaram ausência de sintomatologia dolorosa, ausência de inflamação e de mobilidade.

Dentro dessa problemática e com a análise dos dados obtidos, parece lícito afirmar que os dois métodos, apesar de não apresentarem correlação, são de grande valia na análise da estabilidade primária dos implantes instalados e que os valores que vêm sendo recomendados para análise apresentam aceitabilidade clínica. Como o índice de sucesso no acompanhamento foi de cem por cento, pode-se concluir que os dois métodos são confiáveis como critério de análises, capacitando os profissionais com parâmetros clínicos aceitáveis para indicarem ou não a técnica de carga imediata.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, conclui-se que os dois métodos, apesar de não mostrarem correlação, podem ser utilizados e também, que os valores que vêm sendo recomendados, mostram-se confiáveis.

ACKNOWLEDGEMENTS

Agradecimentos à empresa Neodent® (Curitiba, Brasil), por fornecer os materiais necessários para que esta pesquisa se concretizasse.

REFERÊNCIAS

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

Akça, K., Kokat, A. M., Comert, A., Akkocaoglu, M., Tekdemir, I. & Cehreli, M. C. (2010) Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **39**: 169-173.

Atsumi, M., Park, S. H. & Wang, H. L. (2007) Methods used to assess implant stability: Current status. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **22**: 743-754.

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

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. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **20**: 584-594.

Bardyn, T., Gedet, P., Hallermann, W. & Buchler, P. (2009) Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: An in vitro study of biomechanical test materials. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **24**: 1006-1014.

Borges, A. F., Dias Pereira, L. A., Thome, 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.

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

Branemark, P. I., Engstrand, P., Ohnrell, L. O., Grondahl, K., Nilsson, P., Hagberg, K., Darle, C. & Lekholm, U. (1999) Branemark novum: A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* **1**: 2-16.

Cehreli, M. C., Karasoy, D., Akca, K. & Eckert, S. E. (2009) Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **24**: 1015-1032.

Constantino, A. (2004) Osseocompressão: otimizando a estabilidade primária para a ativação imediata de implantes. *ImplantNews* **3**:219-226.

Degidi, M., Perrotti, V., Piattelli, A. & Lezzi, G. (2009) Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after early healing periods: A histologic and histomorphometric evaluation. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **25**: 45-48.

Degidi, M. & Piattelli, A. (2005) 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *The Journal of Oral Implantology* **31**: 25-31.

Drago, C. J. & Lazzara, R. J. (2006) Immediate occlusal loading of osseointegrated implants in mandibular edentulous patients: A prospective observational report with 18-month data. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of The American College of Prosthodontists* **15**: 187-194.

Ericsson, I., Randow, K., Nilner, K. & Petersson, A. (1997) Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clinical Oral Implants Research* **8**: 422-426.

Garg, A. K. (2007) Osstell mentor: Measuring dental implant stability at placement, before loading, and after loading. *Dental Implantology Update* **18**: 49-53.

Friberg, B., Sennerby, L., Roos, J., Johansson, P., Strid, C. G. & Lekholm, U. (1995) Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: An in vitro study in pig ribs. *Clinical Oral Implants Research* **6**: 164-171.

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

Henry, P. J., Tan, A. E. & Uzawa, S. (1997) Fit discrimination of implant-supported fixed partial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **77**: 265-270.

Henry, P. & Rosenberg, I. (1994) Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: Preliminary results. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* **6**: 15-22.

Horiuchi, K., Uchida, H., Yamamoto, K. & Sugimura, M. (2000) Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: A clinical report. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **15**: 824-830.

Ledermann, P. (1979) Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* **34**: 907-911.

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

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

- Neves JB, Bastos PB, Lucena RMA, Gomes GP. (2008) Maintenance in dental implants. *Revista Gaúcha Odontológica* **56**: 437-443.
- Nikellis, I., Levi, A. & Nicolopoulos, C. (2004) Immediate loading of 190 endosseous dental implants: A prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **19**: 116-123.
- Nkenke, E., Hahn, M., Weinzierl, K., Radespiel-Troger, M., Neukam, F. W. & Engelke, K. (2003) Implant stability and histomorphometry: A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical Oral Implants Research* **14**: 601-609.
- Oliveira, R. (2004) Nova geração de implantes osseointegráveis: A busca das melhores características para carga imediata. *ImplantNews* **1**: 129-33.
- O'Sullivan, D., Sennerby, L. & Meredith, N. (2000) Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* **2**: 85-92.
- Pattijn, V., Jaecques, S. V., De Smet, E., Muraru, L., Van Lierde, C., Van der Perre, G., Naert, I. & Vander Sloten, J. (2007) Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: Influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Medical Engineering & Physics* **29**: 182-190.
- Piatelli, A., Corigliano, M., Scarano, A., Costigliola, G., Paolantonio, M. (1998) Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: a histologic analysis in monkeys. *Journal of Periodontology* **69**: 321-327.
- Romanos, G. E., Toh, C. G., Siar, C. H. & Swaminathan, D. (2002) Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: An experimental study with macaca fascicularis. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **17**: 44-51.
- Schliephake, H., Sewing, A. & Aref, A. (2006) Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: Experimental comparison with histomorphometric data. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **35**: 941-946.
- Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* **47**: 51-66.
- Szmukler-Moncler, S., Piattelli, A., Favero, G. A. & Dubruille, J. H. (2000) Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clinical Oral Implants Research* **11**: 12-25.
- Tupac, R. G. (2003) When is an implant ready for a tooth? *Journal of the California Dental Association* **31**: 911-915.
- Zix, J., Kessler-Liechti, G. & Mericske-Stern, R. (2005) Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: A pilot study. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants* **20**: 747-752.

5.2. Artigo 2

Elaborado segundo com as normas do *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.

ESTUDO COMPARATIVO DO ÍNDICE DE SUCESSO E ESTABILIDADE DE IMPLANTES (OSSTELL) CONE MORSE SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS COM DOIS TIPOS DE PRÓTESE (COM E SEM BARRA RÍGIDA).

E Thomé; IAM Sartori; RT Latenek; J Luiz

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico
Curitiba-Paraná, Brasil

Author's affiliations:

Eloana Thomé, ILAPEO, Curitiba, Brasil
Especialista em Implantodontia e Prótese Dentária
Mestranda em Odontologia, área de concentração Implantodontia
Rua Hermes Fontes, 242 Batel CEP: 80440-070
Curitiba-Paraná, Brasil
elo_thome@hotmail.com
Fone: 55 (41) 30197333, 55 (41) 96790200

Ivete Aparecida de Mattias Sartori, ILAPEO, Curitiba, Brasil
Mestre e Doutora em Reabilitação Oral
Rua Jacarezinho, 656 Mercês CEP: 80710-150
Curitiba-Paraná, Brasil
Fone: 55 (41) 35956000

Roseli Trevisan Latenek
Especialista em Implantodontia e Mestre em Odontologia
Rua Dep Estefano Milikita, 125 cj 505
Curitiba-Paraná, Brasil
Fone: 55 (41) 99821407

Jaques Luiz
Especialista em Implantodontia e Mestre em Odontologia
Rua Júlio Perneta, 47 Mercês
Curitiba-Paraná, Brasil
Fone: 55 (41) 33355343

Abstract

Proposição: Comparar a estabilidade dos implantes por meio da AFR entre os grupos: com barra rígida (G1) ou sem barra rígida (G2) nas próteses, dentro de cada tempo de avaliação (0, 4, 8 meses). Do mesmo modo, comparar o comportamento dos implantes dentro de cada grupo (G1 e G2), entre os diferentes tempos de avaliação (T0, T4 e T8).

Materiais e métodos: Quatorze indivíduos adultos, desdentados totais, de ambos os gêneros, não fumantes, de boa saúde geral participaram do estudo. Foram realizadas cirurgias para instalação de cinco implantes na região da mandíbula e imediatamente após, foram instaladas próteses tipo protocolo com barra rígida em sete indivíduos, os quais foram denominados de G1 e sem barra rígida (barra distal) em outros sete indivíduos, denominados de G2. Além da prótese inferior, também foi instalada uma prótese total superior para cada paciente. No T0, logo após a instalação de cada um dos implantes, a estabilidade foi medida por meio do aparelho Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics, Gotemburgo, Suécia). Quatro meses (T4) e oito meses após (T8), foram realizadas novas medições. Os valores foram passados para uma tabela e foram avaliados estatisticamente.

Resultados: A média do ISQ para o G1 no T0 foi de 70,4; no T4, 69,8 e no T8, 70,6. Para o G2, a média do ISQ no T0 foi de 68,6; no T4 de 68,2 e no T8, 68,6. Na análise entre os diferentes grupos nos mesmos tempos, quando G1 foi comparado ao G2 no T0, o p-valor foi de 0,18; no T4, o p-valor foi de 0,16 e no T8 o p-valor foi de 0,06. Resultados estatisticamente não significativos. Na análise entre os diferentes tempos no mesmo grupo, o p-valor obtido para G1 entre T0 e T4 foi de 0,65; entre T4 e T8 de 0,46 e entre T0 e T8 de 0,91. Para G2, o p-valor obtido entre T0 e T4 foi de 0,67; entre T4 e T8 de 0,74 e entre T0 e T8 de 0,98. Esses resultados também demonstram p-valores maiores que 5%, sendo a diferença estatística não significativa entre os diferentes tempos de medição, dentro do mesmo grupo. O índice de sucesso dos implantes foi de 100%.

Conclusão: Concluiu-se que próteses fixas implanto-suportadas com ou sem barra rígida apresentam valores de ISQ estatisticamente iguais, independente do período de avaliação, durante acompanhamento de oito meses. Próteses totais implanto-suportadas sem barra rígida (com barra distal) são uma opção viável de tratamento para reabilitação em mandíbulas edêntulas.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Carga Imediata; Prótese Dentária; Torque.

INTRODUÇÃO

Com a descoberta da osseointegração por Brånemark, a Implantodontia, desenvolvida em meados do século XX, criou possibilidades de realização de reabilitações fixas aos portadores de próteses dentárias totais ou parciais removíveis.^{1,2}

Em 1979, Ledermann propôs o carregamento imediato de implantes osseointegráveis após a cirurgia, obtendo uma osseointegração bem sucedida. Outros estudos foram relatados testando a possibilidade de não-submersão dos implantes e aplicação imediata de carga sobre os mesmos.^{4,5} Vários fatores foram colocados como importantes para a indicação da técnica, sendo a estabilidade primária o fator principal de avaliação recomendado para se determinar se o implante pode ou não ser submetido à carga imediata, principalmente para casos unitários e parciais que não contam com a ferulização rígida e bilateral dos arcos totais,⁶ sendo até considerado o seu uso como primeiro parâmetro.⁷

Para possibilitar a medição da estabilidade primária, alguns dispositivos foram desenvolvidos. Existem hoje no mercado torquímetros manuais com escalas graduadas que mostram o valor de torque em Newtons.cm durante a instalação do implante. Outro método de diagnóstico é o aparelho que utiliza análise de frequência de ressonância e fornece o ISQ (*Implant Stability Coefficient*) como unidade de medida (Osstell™ Mentor), tendo sido relatado o respectivo uso em vários estudos.⁸

Além do cuidado para obtenção da estabilidade primária, a qualidade da prótese foi considerada como fator de importância, pois será por seu intermédio que as cargas mastigatórias serão transmitidas aos implantes, atuando também como agente de contenção deles.⁹ Diversos estudos comprovaram o bom prognóstico e longevidade do tratamento com uso de barras rígidas.^{11,12,13,14} No entanto, em busca de simplificação técnica e redução de custos, surgiu a proposta de confecção de próteses mandibulares em carga imediata, sem a presença de barras rígidas, tendo sido apresentados sistemas de componentes especiais para uso direto em boca e captura de próteses pré-existentes.^{15,16} Bons resultados já foram encontrados em estudos comparativos entre grupos reabilitados com ou sem barra rígida, utilizando implantes de hexágono externo.¹⁷

Considerando-se a importância de mais estudos clínicos comparativos que possam elucidar essa dúvida tão inquietante e que tanta diferença faz nas indicações clínicas em relação ao trabalho com ou sem barra, e percebendo a ausência de estudos efetuados utilizando implantes com conexões cônicas internas, este estudo foi idealizado.

MATERIAIS E MÉTODOS

Seleção da Amostra

Após a aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR) sob parecer 0003394/09, quatorze indivíduos adultos, que compareceram na triagem rotineira do ILAPEO (Instituto Latino-Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico), foram convidados a participarem do estudo por preencherem os critérios adotados na seleção. Os de inclusão foram: portadores de edentulismo total; boa saúde geral; não fumantes e portadores de boa disponibilidade óssea (que permitisse a instalação de implantes de, pelo menos, 3,5mm de diâmetro e 8mm de comprimento e distâncias entre os forames mentuais suficientes para a instalação de cinco implantes). Não foram incluídos indivíduos diabéticos não compensados, fumantes, usuários de fármacos bisfosfonados e irradiados nos últimos 5 anos. Esses indivíduos foram orientados em relação à participação da pesquisa, e ao concordarem, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O grupo consistiu de dez indivíduos do gênero feminino e quatro do gênero masculino, com idades entre 42 e 75 anos (média de 58,2 anos). Todos os indivíduos foram submetidos a uma rigorosa anamnese e exame clínico além dos exames radiográficos: panorâmica e telerradiografia de perfil.

Preparo protético prévio

O preparo protético prévio foi executado, obtendo-se a reabilitação funcional e estética com montagem dos dentes em cera. Após a aprovação da montagem, a prótese

total superior foi acrilizada e da montagem inferior, obteve-se uma guia multifuncional (Fig. 1).

Procedimentos cirúrgicos

Foram solicitados os seguintes exames laboratoriais: hemograma, coagulograma e glicemia. A medicação administrada previamente à cirurgia foi de 4mg de betametasona e 10mg de diazepam, uma hora antes do procedimento cirúrgico. Foi realizada a assepsia facial e intrabucal, com a utilização de clorexidina 0,12 % e o procedimento anestésico indicado (Mepivacaína com adrenalina, DFL, Rio de Janeiro, Brasil). Após incisões supracrestais e oblíquas e descolamento total do retalho, procedeu-se à regularização do rebordo, quando necessário. Foi utilizado o kit cirúrgico Neodent[®] (Curitiba, Brasil) para o preparo dos alvéolos, assim como motor e contra-ângulo cirúrgicos NSK[™] (Kanuma, Japão). O motor foi regulado para instrumentação com 1200 RPM e 40 N.cm de torque. Os implantes foram numerados de um a cinco, da direita para a esquerda, sendo a primeira perfuração feita a 3,5mm do forame mental direito, a segunda, da mesma forma do lado esquerdo e as outras três entre elas, com distâncias iguais entre cada uma. Para a instalação, o motor foi regulado com a rotação de 30 RPM e 40N.cm. Ao travamento, o contra-ângulo era substituído pela catraca torquímetro, continuando a partir daí a inserção do implante no alvéolo cirúrgico até seu comprimento total. Dessa maneira, se tornava visível a obtenção ou não de um torque progressivo, bem como o torque final alcançado. A instrumentação foi compatível com a qualidade óssea encontrada, assim como o tipo de implante a ser instalado. Em osso tipo I e II, foram instalados implantes cilíndricos corticais e em osso tipo III e IV foram instalados implantes cilíndricos expansivos, cilíndricos medulares e cônicos, todos com plataforma tipo cone Morse da Neodent[®]. Todos os implantes foram instalados 1 a 2 mm infra-ósseo, conforme recomendação do fabricante. A técnica cirúrgica visou a obtenção da estabilidade primária que permitiu a indicação da técnica da carga imediata. Buscava-

se sempre instalar os implantes com estabilidade em torno de 45 N.cm para os de posição um e cinco. Para os implantes das demais posições, aceitou-se estabilidade de, pelo menos, 30 N.cm.^{18,19}

AFR (T0)

Foram escolhidos como intermediários minipilares cônicos (MPC) (Neodent®) e aplicado torque de 20 N.cm com a catraca protética Neodent® em cada um deles. Para a captação dos valores de ISQ e estabelecimento do T0, o aparelho Osstell™ Mentor foi inicializado e calibrado por meio de um dispositivo específico para esse fim (Fig. 2). Utilizou-se o *smartPeg* Tipo A3 referência 100363 (Integration Diagnostics AB, Suécia) parafusado a um MPC de cada vez para a realização das leituras da AFR (Fig. 3). Essas foram executadas, por recomendação do fabricante do aparelho Osstell™ Mentor, nas faces vestibulares e proximais dos implantes, obtendo-se uma média entre os valores. Logo após, a sutura com fio Monocryl 4-0, Ethicon (Johnson e Johnson®, EUA), foi executada.

Procedimentos protéticos

Os transferentes de arrasto dos MPC com parafusos curtos foram instalados e unidos entre si com resina acrílica (Pattern Resin™, GC, Tokio, Japão) assim como à guia multifuncional. O registro intermaxilar foi obtido (Fig. 4). Para a obtenção do molde, foi utilizado material de moldagem elástico à base de silicone de condensação fluido (Speedex, Coltene Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), injetado com seringa protética sob a guia multifuncional. Após a obtenção do molde, foram instalados os cilindros de proteção dos MPC e os indivíduos foram dispensados. O protocolo medicamentoso seguido foi de Ibuprofeno, 600mg, diluído em 10 ml de água logo após a moldagem; Amoxicilina 500mg: uma cápsula a cada oito horas durante sete dias; Paracetamol, 750mg: um comprimido a cada seis horas enquanto houvesse dor e enxágues suaves com clorexidina 0,12%, a

cada doze horas, por sete dias, começando vinte e quatro horas após a cirurgia. Quando o paciente apresentava-se alérgico à penicilina, substituía-se a Amoxicilina por Azitromicina, 500mg: uma cápsula ao dia, por cinco dias.

Formação dos grupos G1 e G2

Ambos os grupos foram formados por sete indivíduos cada. O grupo que recebeu próteses fixas sobre implantes com a técnica da barra rígida com cimentação passiva, foi denominado de G1. O G1 foi composto por seis mulheres e um homem, com idades entre 42 e 73 anos, numa média de 57 anos. O G2 recebeu próteses sobre implantes sem barra rígida, ou seja, com a técnica da barra distal. Foi composto por quatro mulheres e três homens, com idades variando entre 47 e 75 anos, perfazendo uma média de 59,4 anos.

Procedimentos protéticos na técnica da barra rígida

A técnica que foi utilizada foi a da cimentação passiva, a qual é composta por três cilindros diferentes: calcinável, latão e titânio (Fig. 5), que são utilizados na confecção da prótese. A barra foi fundida em liga metálica VI-Star (Talladium do Brasil). Para a limpeza, passou por jateamento com esfera de vidro com granulação de 100 µm (Comagra, São Paulo, Brasil) e usinagem.

Procedimentos protéticos na técnica da Barra Distal

A técnica utilizada para a confecção de próteses sem barra rígida é da barra distal (Neodent®), com cilindros pré-fabricados (Fig. 6). A confecção das próteses inferiores com a técnica da barra distal foi realizada pelo técnico, no laboratório de prótese, e por este motivo, demandou o uso de um fio ortodôntico 1,2 mm (Morelli, Sorocaba, Brasil) soldado aos componentes, para que eles não se deslocassem no momento da utilização da mufla.

Instalação das próteses e Pós-Operatório

As próteses foram executadas e após 48 a 72 horas do procedimento cirúrgico, instaladas. Todas as reabilitações mostraram-se satisfatórias no quesito “adaptação passiva”. Os ajustes oclusais foram feitos e os indivíduos foram instruídos quanto à higiene, alimentação e cuidados nos primeiros dias pós-operatórios. Os indivíduos retornaram 10 dias após para a remoção da sutura. As próteses foram removidas e após a avaliação da cicatrização, a sutura era retirada. Cada um dos parafusos que prendem a prótese aos MPC recebeu o torque de 10 Ncm. Foram realizados novos ajustes oclusais e a restauração provisória dos acessos dos parafusos foi executada. Reforçou-se a instrução de higiene das próteses com a indicação de dispositivos como escovas interdental e monotufo, passafio e aparelhos com jato de água, específicos para limpeza bucal. Foram feitas radiografias panorâmicas (Fig. 7 e 8) e periapicais logo após a instalação das próteses em todos os indivíduos.

Avaliações clínicas (T4 e T8)

Todos os indivíduos foram reavaliados após um período de quatro meses (T4) e oito meses (T8) da instalação das próteses. Durante estes exames foram avaliadas a situação clínica das próteses, dos parafusos protéticos e o torque dos mini-pilares cônicos, bem como a leitura com Osstell™ Mentor. Foi aferida a estabilidade de cada um dos implantes por meio do Osstell™ Mentor, usando o mesmo método adotado em T0. Os valores foram registrados.

Análise estatística

Estabeleceram-se médias dos valores de ISQ medidos a partir da aferição com o aparelho Osstell™ Mentor pelas faces vestibulares e proximais (mesial ou distal) de cada implante, obtidos em T0, T4 e T8 nos diferentes grupos (G1 e G2) (Tabela 1). Foi realizado teste de normalidade de Shapiro-Wilk's e aplicado um teste paramétrico, o teste

t-pareado ou *Student*. A hipótese inicial ou nula (H0) consistia em aceitar-se a igualdade das médias entre os mesmos tempos nos diferentes grupos e entre os mesmos grupos nos diferentes tempos. O nível de significância adotado foi de 0,05 ou 5%.

RESULTADOS

A hipótese de que os dados se ajustaram ao modelo de distribuição normal foi aceito, pois os p-valores observados foram maiores para todas as variáveis. Por este motivo, optou-se pelo uso de um teste de hipótese paramétrico, o teste *t*-pareado ou *Student*. A análise comparativa entre os grupos no mesmo tempo (Tabela 2) revelou que todos os p-valores obtidos foram maiores que 0,05. Por esses resultados, a H0 foi aceita, ou seja, não existem diferenças estatísticas nos valores de ISQ entre G1 e G2 em T0, T4 ou T8. A análise comparativa entre os tempos dentro do mesmo grupo resultou novamente em valores-p maiores que 0,05 sendo a H0 igualmente aceita (Tabela 3), ou seja, não existem diferenças estatisticamente significativas em G1 ou G2 entre T0 e T4; T4 e T8; e T0 e T8.

DISCUSSÃO

Uma condição para a aplicação da carga imediata é a estabilidade primária, sendo sua análise recomendada em vários estudos como parâmetro para indicação da técnica.^{6,20,21,22} A estabilidade primária alcançada garantirá aos implantes o potencial de receber as cargas controladas. Micromovimentos na ordem de 50 a 150 µm na interface osso-implante serão tolerados^{18,23} e quando ultrapassados, há potencial risco de interposição de tecido conjuntivo fibroso, ocorrendo falha na osseointegração.²⁴ Neste estudo, a técnica cirúrgica foi controlada para que os valores recomendados fossem obtidos, conforme relatado na literatura.^{25,26,27}

A análise de frequência de ressonância utilizada por um aparelho denominado Osstell™ Mentor (Integrated Diagnostics, Gotemburgo, Suécia), é uma das formas de

medir a estabilidade e tem sido muito descrita,^{28,29,30,31} tendo sido o método utilizado nesta pesquisa. Várias são as vantagens descritas para o método: não invasividade,^{32,33} possibilidade de prever e prevenir a perda de implantes,³⁴ possibilidade de dimensionar mudanças na interface osso-implante durante o período de cicatrização,³⁵ indicador de risco de insucesso dos implantes,^{28,36} possibilidade de monitorar a estabilidade do implante num período inicial de cicatrização.³⁷ Primeiramente, era utilizado o Hertz (HZ) como unidade de medida. Posteriormente, o Osstell™ criou o ISQ para substituí-lo, sendo que uma frequência de ressonância entre 3500 a 8500 HZ tem um ISQ de 0 a 100, onde o valor mais alto corresponde à maior estabilidade e o menor, conseqüentemente, à menor estabilidade.³² O ISQ maior que 65 caracteriza um implante com sucesso e menor que 50 indica um implante em potencial risco de falha.³³ Balleri et al., 2002, concluíram em seus estudos que o ISQ entre 57 e 82, numa média de 69, descreve a estabilidade de um implante completamente osseointegrado.

A média de estabilidade primária alcançada foi de 70,4 para o G1 e de 68,6 para o G2. Esses valores corroboram com outros estudos.^{38,39} No presente estudo, os 70 implantes instalados eram com junção tipo cone Morse e foram instalados em mandíbulas edêntulas de quatorze indivíduos. Na maioria dos casos analisados em outros estudos foram utilizados implantes de hexágono externo,^{28,39,40,41} sendo que implantes do tipo cone Morse são relatados na literatura em número menor.^{42,43} A conexão protética cônica interna tem sido adotada por diversos sistemas de implantes internacionais e nacionais. Nesse sistema, o ângulo de embricamento dos componentes gera grande fricção estática entre as superfícies a serem conectadas. O pilar é assim mantido seguro contra movimentos de rotação e não existe nenhum tipo de desadaptação entre os componentes, reduzindo a ação bacteriana e as tensões mecânicas sobre a crista óssea que causariam sua reabsorção.^{2,44,45} A conexão friccional distribuída em grandes áreas torna-se possível e pontos de tensão no material são evitados. Logo, parece não haver concentrações de forças nos parafusos de conexão. A

plataforma do implante expandida em relação ao componente protético (degrau de plataforma) traz algumas vantagens como: 1- tecido peri-implantar com características semelhantes à gengiva natural;⁴⁶ 2- baixo potencial para perda óssea marginal, desempenho otimizado para carga imediata, com resultados estéticos positivo.⁴⁷ Frente a todas essas vantagens, surge a necessidade de estudos que avaliem o comportamento clínico daqueles. Fato que justifica a escolha da utilização desses implantes neste estudo.

Além do cuidado com a obtenção da estabilidade primária, estudos ressaltaram a importância da espiantagem rígida dos implantes por meio de barras, como outro fator necessário para que as micromovimentações fossem evitadas.^{6,48,49,50,51} No entanto, o desenvolvimento de novos produtos com objetivos de redução de tempo de tratamento, aproveitamento de próteses existentes²⁴ e redução de custos, sugeriu que a ausência de barras rígidas não traria interferência no índice de sucesso dos implantes.²⁴ Estudo de elementos finitos, analisou a quantidade de carga que ocorreria no modelo sem barra rígida, concluindo que a quantidade de estresse estava dentro dos valores considerados aceitáveis pela literatura.¹⁶ Outro estudo utilizando a mesma metodologia fez comparações entre as cargas resultantes no osso e nos implantes, quando submetidos a próteses com ou sem barra rígida concluindo que os dois esquemas resultam em níveis de cargas aceitáveis, tanto para cargas axiais, quanto laterais, independente do tipo de prótese.⁵²

Assim sendo, para verificar se a presença da barra rígida traria diferenças no índice de estabilidade secundária dos implantes, os 14 indivíduos foram divididos em dois grupos. Os indivíduos do G1 receberam próteses com barra rígida e os do G2, sem ela.

Na análise comparativa entre os tempos para ambos os grupos, verificou-se decréscimo na média dos valores de ISQ de T0 (G1 = 70,4±3,02 e G2 = 68,6±1,54) para T4 (69,8±2,28 e 68,2±1,42, consecutivamente), assim como visto em outros estudos¹⁷

sem diferenças estatisticamente significantes. Entre T4 e T8, um aumento não significativo dos valores de ISQ foi observado para ambos os grupos. Tais resultados confirmam que a alta estabilidade inicial tende a não aumentar nos primeiros meses, devido à diminuição da estabilidade mecânica, porém, com o passar do tempo, poderão aumentar devido à estabilidade biológica.⁸

A análise dos grupos dentro de um mesmo tempo mostrou que no T0 existe igualdade estatística entre os valores médios de ISQ para G1 e G2. Essa igualdade é também observada no T4 e T8, sendo os valores do G2 ligeiramente menores que os do G1 em todos os tempos do acompanhamento. Tais resultados corroboram com os encontrados pelo estudo de Lee, 2010, onde os grupos G1 e G2 foram submetidos a implantes de hexágono externo. No estudo mencionado, concluiu-se que os valores médios de ISQ permaneceram estatisticamente iguais no mesmo grupo durante o acompanhamento em T4 e T8 e também no comparativo entre os grupos. O índice de sucesso daquele estudo, como neste aqui apresentado, foi de 100% para ambos os grupos, sem intercorrências, como fratura dos dentes ou do acrílico.

Os resultados encontrados nesta pesquisa estão de acordo com a indicação de que os valores de ISQ entre 55 e 85 são indicativos de boa estabilidade e sucesso de implantes.^{8,36,53,54} A tendência, como observado em alguns estudos longitudinais, é de que os valores de ISQ se mantenham após a osseointegração.^{28,39,55} E que implantes com carga apresentem valores médios de ISQ um pouco mais altos quando comparados a implantes sem carga.³⁰

Participaram do estudo dez mulheres e quatro homens. Todas as participantes do sexo feminino já se encontram no período pós-menopausa. Dados estatísticos significantes foram encontrados na literatura, na estabilidade dos implantes nos dois sexos, sendo que mulheres na pós-menopausa apresentaram valores de ISQ significativamente mais baixos, quando comparados a homens.³⁰ Outro fato observado foi

o de um dos participantes do sexo masculino do G2 receber os menores tamanhos dos implantes (3.75X8mm), sendo utilizados mais implantes do tipo medular em todo o G2 que no G1, caracterizando assim mandíbulas com osso mais pobre. Todos os participantes do G1 receberam implantes com, no mínimo, 13mm de comprimento. Tamanho dos implantes, qualidade óssea, sexo, idade e hábitos parafuncionais são citados na literatura quando o assunto é estabilidade. Enquanto Balleri et al., 2002, não encontraram correlação entre tamanho dos implantes e estabilidade, Friberg et al., 1999 cita o tamanho dos implantes e qualidade óssea como fatores importantes na estabilidade inicial; porém, após um ano, os valores de ISQ se equivaleriam. Há também relatos por Balshi et al., 2005, de variação da estabilidade de acordo com a qualidade óssea, localização do implante e sexo do paciente, enquanto Yamaguchi et al., 2008 não observaram diferenças na estabilidade de 328 implantes num acompanhamento de 10 anos com AFR, no que concerne ao sexo ou à qualidade óssea.

Não houve perda de nenhum implante em nenhum dos grupos, nem sensibilidade quando testados individualmente. Assim, a taxa de sucesso para os implantes e para as próteses foi de 100% para os dois grupos, em oito meses de acompanhamento.

CONCLUSÃO

Os implantes reabilitados com próteses fixas implanto-suportadas com barra rígida ou com a técnica da barra distal apresentaram valores de ISQ sem diferença estatística significativa, independente do período de avaliação em que encontravam, durante acompanhamento de oito meses. A técnica da barra distal é uma opção de tratamento viável na reabilitação de mandíbulas edêntulas.

REFERÊNCIAS

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132

2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Ledermann P. [Complete denture support in edentulous problem mandibles with help from 4 titanium plasma-coated PDL screw implants]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1979;89:1137-1138.
4. Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6:15-22; quiz 24.
5. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:422-426.
6. Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol* 2005;31:25-31.
7. Neves JB, Bastos PB, Lucena RMA, Gomes GP. Maintenance in dental implants. *Rev Gaúcha Odontol.* 2008;56:437-443.
8. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000 2008;47:51-66.
9. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
10. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:8-15.
11. Brånemark, PI. Brånemark Novum®: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (same-day teeth); uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence, 2001.
12. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate rehabilitation of the edentulous mandible with a definitive prosthesis supported by an intraorally welded titanium bar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:342-347.
13. Melo ACM, Freitas M C, Bernardes S R, Sartori I A M, Bassi A P F, Thome G. A prospective follow-up study of 44 mandibular immediately loaded implants using resonance frequency analysis: preliminary 1-year results. *Implant Dent.* 2009;18(5): 1-8.
14. Borges AF, Dias Pereira LA, Thome G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:244-248.
15. Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, del Castillo R, et al. Immediate Occlusal Loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16:3-15.
16. Teixeira MF, Ramalho AS, Sartori IAM, Lehmann RB. Análise das tensões da prótese em resina acrílica para carga imediata em mandíbula edêntula. *Implant News* 2008;5(6):683-89.

17. 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, 2010.
18. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:12-25.
19. Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in mandibular edentulous patients: a prospective observational report with 18-month data. *J Prosthodont* 2006;15:187-194.
20. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Peterson A. Early functional loading of Branemark dental implants: 5-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:70-77.
21. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:824-830.
22. Hruska A, Borelli P, Bordanaro AC, Marzaduri E, Hruska KL. Immediate loading implants: a clinical report of 1301 implants. *J Oral Implantol* 2002;28:200-209.
23. Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:537-546.
24. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: The denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62:106-115.
25. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:560-566.
26. Fanuscu MI, Chang TL, Akca K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:2487-2491.
27. Akça K, Kokat AM, Comert A, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:169-173.
28. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:266-272.
29. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:128-132.
30. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:747-752.

31. 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;107:513-518.
32. Garg AK. Osstell Mentor: measuring dental implant stability at placement, before loading, and after loading. *Dent Implantol Update* 2007;18:49-53.
33. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:743-754.
34. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:428-434.
35. Pattijn V, Van Lierde C, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech* 2006;39:939-947.
36. Sjoström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9:46-59.
37. Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:338-347.
38. Al-Nawas B, Wagner W, Grotz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:726-732.
39. 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;20:584-594.
40. Penarrocha M, Boronat A, Garcia B. Immediate loading of immediate mandibular implants with a full-arch fixed prosthesis: a preliminary study. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:1286-1293.
41. Lowe LG, Shcherbukhin VM. An implant-supported, cobalt-chromium milled bar and nonflanged attachment-retained overdenture to rehabilitate the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 2009;102:46-51.
42. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:225-234.
43. Tortamano P, Orii TC, Yamanochi J, Nakamae AE, Guarnieri Tde C. Outcomes of fixed prostheses supported by immediately loaded endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:63-70.
44. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467-483.

45. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-789.
46. Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent* 2003;12:259-265.
47. Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:61-68.
48. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992;10:153-201.
49. 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;12:319-324.
50. Corso M, Sirota C, Fiorellini J, Rasool F, Szmukler-Moncler S, Weber HP. Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. *J Prosthet Dent* 1999;82:428-435.
51. Andersen E, Haanaes HR, Knutsen BM. Immediate loading of single-tooth ITI implants in the anterior maxilla: a prospective 5-year pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:281-287.
52. Teixeira MF, Ramalho AS, Sartori IAM, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent* 2010;19:39-49.
53. Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, et al. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 Suppl 1:47-56.
54. Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S60-69.
55. Yamaguchi M, Xu H, Shimizu Y, Hatano N, Ooya K. Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible. *Quintessence Int* 2008;39:e121-125.

FIGURAS



Fig 1. Vista frontal da prótese total superior e da guia multifuncional inferior.



Fig 2. Calibração do aparelho Ostell™ Mentor antes de iniciar as medições.



Fig 3. Implantes instalados e sobre eles os MPC, aos quais o *smartPeg* é parafusado para medição da estabilidade primária com aparelho Osstell™ Mentor.



Fig 4. Guia multifuncional unida aos transferentes e registro de oclusão.



Fig 5. Cilindros para carga imediata. Da esquerda para direita: calcinável, de latão e de titânio (Fonte: catálogo Neodent®).



Fig 6. Cilindros para a técnica da barra distal instalados no modelo de trabalho.



Fig 7. Radiografia panorâmica final de um dos casos do G2.



Fig 8. Radiografia panorâmica após a instalação da prótese com barra distal.

TABELAS

Tabela 1 – Média dos valores de ISQ para ambos os grupos (G1 e G2), nos diferentes tempos (T0, T4 e T8).

Tempos	T ₀	T ₄	T ₈
Grupos	Média (ISQ)	Média (ISQ)	Média (ISQ)
G1 (barra rígida)	70,4 ±3,02	69,8 ±2,28	70,6 ±1,64
G2 (barra distal)	68,6 ±1,54	68,2 ±1,42	68,6 ±2,00

Tabela 2 – Análise do p-valor entre o G1 e G2 nos mesmos tempos.

G1_T0 x G2_T0: p-valor = 0,18
G1_T4 x G2_T4: p-valor = 0,16
G1_T8 x G2_T8: p-valor = 0,06

Tabela 3 – Análise do p-valor entre os tempos (T0, T4 e T8), dentro dos mesmos grupos.

G1_T0 x G1_T4: p-valor = 0,65	G2_T0 x G2_T4: p-valor = 0,67
G1_T4 x G1_T8: p-valor = 0,46	G2_T4 x G2_T8: p-valor = 0,74
G1_T0 x G1_T8: p-valor = 0,91	G2_T0 x G2_T8: p-valor = 0,98

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
2. Akça K, Kokat AM, Comert A, Akkocaoglu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(2):169-73.
3. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(4):225-34.
4. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Grondahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:413-420.
5. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743-54.
6. Babbush CA, Kent JN, Misiak DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(4):274-82.
7. Bardyn T, Gedet P, Hallermann W, Buchler 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.
8. Borges AF, Dias Pereira LA, Thome G, Melo AC, Sartori IAM. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):244-8.
9. Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):338-47.
8. Brånemark PI. Brånemark Novum®: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (same-day teeth); uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence, 2001.
9. Brånemark PI, Engstrand P, Ohnrell LO, Grondahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Branemark Novum™: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(1):2-16.
10. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

11. Bresaola MD; Hernandes DS; Nary Filho H; Francischone Jr CE; da Cunha HA; Nary PE; Lima HE. Análise comparativa entre resistência ao torque de inserção e análise de frequência de ressonância aferidas durante a instalação de implantes na mandíbula. *Implant News* 2004;1(6):489-96.
12. 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.
13. Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2005;31(1):25-31.
14. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate rehabilitation of the edentulous mandible with a definitive prosthesis supported by an intraorally welded titanium bar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2):342-7.
15. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P, Carinci F. Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):763-8.
16. Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in mandibular edentulous patients: a prospective observational report with 18-month data. *J Prosthodont.* 2006;15(3):187-94.
17. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(5):422-6.
18. Garg AK. Osstell Mentor: measuring dental implant stability at placement, before loading, and after loading. *Dent Implantol Update.* 2007;18(7):49-53.
19. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Réé A, Lundgren A K, Gottlow J, H"ammerle C H F. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin. Oral Impl Res.* 2004 15:428-434.
20. Hansson S. A conical implant-abutment interface interface at the level of the marginal bone improve the distribution of stress in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2003;14(3):286-93.
21. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res.* 1999;10(5):394-405.
22. 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 4.
23. Hermann C, Coró V, Bernardes SR, Bassi APF, Riesgo-Gonzáles M, Thomé G. Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único. *Rev Gaúcha Odontol.* 2007;55(2):209-12.
24. Holst S, Geiselhoeringer H, Wichmann M, Holst A L. The effect of provisional restoration type on micromovement of implants. *Prosthetic Dent.* 2008;100(3):173-82
25. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):824-30.

26. Hruska A, Borelli P, Bordanaro AC, Marzaduri E, Hruska KL. Immediate loading implants: a clinical report of 1301 implants. *J Oral Implantol*. 2002;28(4):200-9.
27. Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, et al. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(1):73-83.
28. Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, del Castillo R, et al. Immediate Occlusal Loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004;16(4):3-15.
27. Ledermann PD. Stegprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers MIT Hilfe plasmabeschichteten Titanschraubimplantaten. *Deutsch Zahnärztliche Zeitschrift* 1979;34(12):907-911
28. 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] Mestrado. Curitiba, 2010.
29. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:199–209.
30. Melo ACM, Freitas M C, Bernardes S R, Sartori I A M, Bassi A P F, Thome G. A prospective follow-up study of 44 mandibular immediately loaded implants using resonance frequency analysis: preliminary 1-year results. *Implant Dent*. 2009;18(5): 1-8.
31. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):491-501.
32. Mesa F, Munoz R, Noguero B, de Dios Luna J, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):196-200.
33. Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *J Oral Implantol*. 2001;27(4):164-73.
34. Nary PE, Avaliação clínica da prótese total fixa implantossuportada de resina acrílica desprovida de infraestrutura metálica com carga imediata: controle de dois anos [dissertação]. Bauru: Universidade do Sagrado Coração; 2007.
35. Neves JB, Bastos PB, Lucena RMA, Gomes GP. Maintenance in dental implants. *Rev Gaúcha Odontol*. 2008;56(4):437-443.
36. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290-8.
37. Oliveira R. Nova geração de implantes osseointegráveis: A busca das melhores características para carga imediata. *Implant News*. 2004;1(2):129-33.

38. Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. *Carga Imediata e Implantes Osteointegrados: Possibilidades e Técnicas*, Editora Santos 2008.
39. Palmer RM, Smith BJ, Palmer PJ, Floyd PD. A prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:173-179.
40. Piatelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasm-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *J Periodontol.* 1998;69(3): 321-327.
41. Pattijn V, Jaecques SV, De Smet E, Muraru L, Van Lierde C, Van der Perre G, et al. Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Med Eng Phys.* 2007;29(2):182-90.
42. Rabelo VA. *Reabilitação de pacientes com implantes osseointegrados pelo sistema IOL[®]: acompanhamento clínico por cinco anos (dissertação)*. Bauru: Universidade do Sagrado Coração; 2008.
43. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(1):8-15.
44. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D. Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):44-51.
45. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995;15(4):344-61.
46. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):560-6.
47. Sartori IAM, Padovan LEM, Bernardes SR, Hermann C, Petrilli GBL. *Função imediata na mandíbula. Carga imediata e implantes osteointegrados. Possibilidades e técnicas*. Livraria Editora Santos 2008.
48. Schliephake H, Sewing A, Aref A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(10):941-6.
49. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol.* 1990;16(2):96-105.
50. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(5):493-8, 500, 2; quiz 4.
51. Sjöström M, Sennerby L, Nilson H, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(1):46-59.

52. Skalak, R. Breve relato sobre a filosofia do procedimento de etapa única versus o de duas etapas para prótese dentária suportada por implante osseointegrado. In Brånemark, P.I. Brånemark Novum: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (same-day teeth); uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence; 2001 p. 16-20.
53. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
54. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):12-25.
55. 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.
56. Teixeira MF, Ramalho AS, Sartori IAM, Lehmann RB. Análise das tensões da prótese em resina acrílica para carga imediata em mandíbula edêntula. *Implant News* 2008;5(6):683-89.
57. Testori T, Bianchi F, Del Fabbro M, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Weinstein RL. Immediate non-occlusal loading vs. early loading in partially edentulous patients. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003;15(10):787-94; quiz 96.
58. Thomé G, Hermann C, Melo ACM, Molinari ARDM, Vieira RA, Ponzoni D. Utilização da técnica da barra distal em mandíbulas edêntulas com carga imediata. *RGO, Porto Alegre,* 2006;54(2):165-168.
59. Vasconcelos LW, Petrilli G, Vasconcelos RCB, Kobayashi F, de Carvalho RS. Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. *Implant News.* 2005;2(2):147-52
60. Van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):202-9.
61. Vieira RA, Souza JR, Thomé G, Melo ACM, Sartori IAM. Neopronto: reabilitação de mandíbulas edêntulas com barras pré-fabricadas. *Rev Gaúcha Odontol.* 2006;54(3):254-60.
62. Yang SM, Shin SY, Kye SB. Relationship between implant stability measured by resonance frequency analysis (RFA) and bone loss during early healing period. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(2):12-19.
63. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):578-83.
64. Zarb GA, Albrektsson T. Towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):639-40.

7. Apêndice

7.1 Resultados referentes ao “Artigo 1”

“ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE DUAS FORMAS DE MEDIÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA (TORQUE DE INSERÇÃO E ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA).”

Verificação da normalidade

A verificação de normalidade é utilizada para se fazer a escolha do teste estatístico a ser utilizado. O critério que norteia essa escolha é o p-valor (ou valor-p). Se o p-valor for maior de 5% é aceita a hipótese que os dados tem distribuição normal e efetua-se o teste de hipótese utilizando-se de um método paramétrico. Caso o p-valor não seja maior de 5%, adota-se um teste não-paramétrico. Para a verificação da normalidade dos dados deste trabalho, foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk's.

Após análise dos valores das medições executadas, obteve-se o histograma relativo aos resultados da catraca torquímetro (Figura 48) e seu gráfico correspondente da verificação de normalidade (Figura 49). O mesmo foi obtido para os resultados dos valores do Osstell™ Mentor (Figuras 50 e 51).

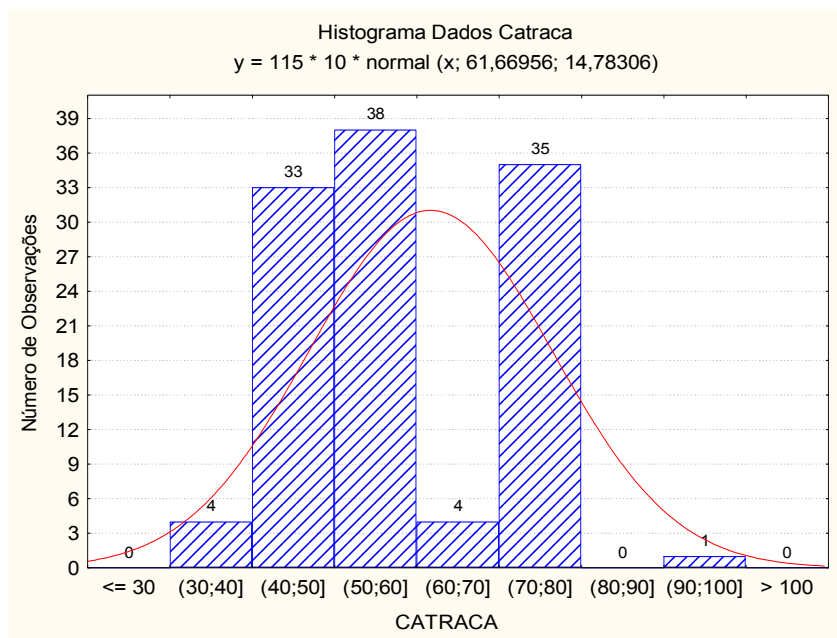


Figura 48 – Gráfico representativo do histograma dos dados da catraca torquímetro.

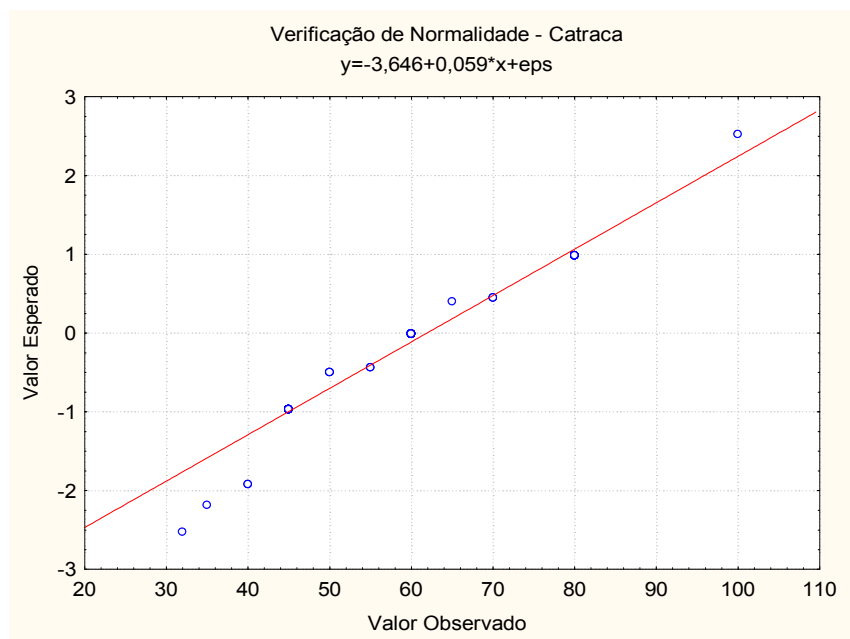


Figura 49 – Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos com a catraca torquímetro.

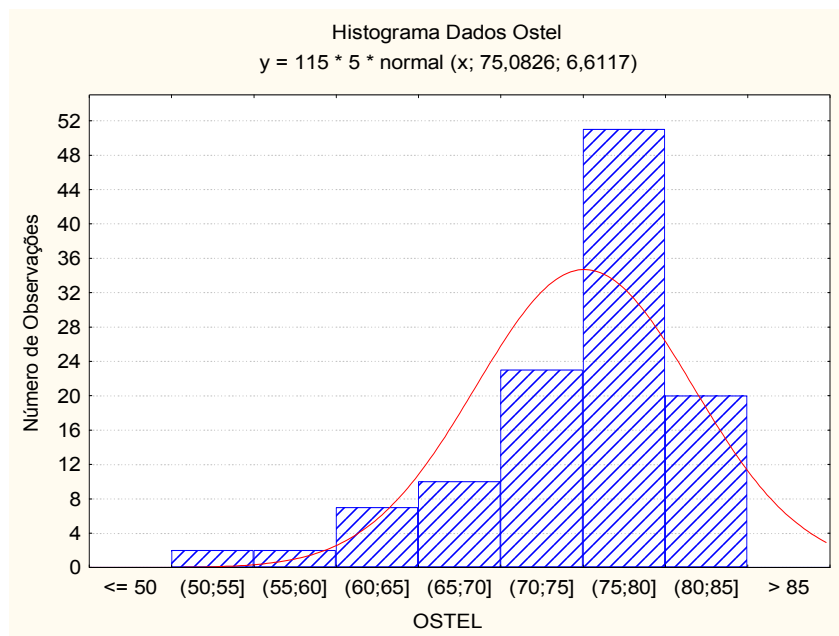


Figura 50 – Gráfico representativo do histograma dos dados do Osstell™ Mentor.

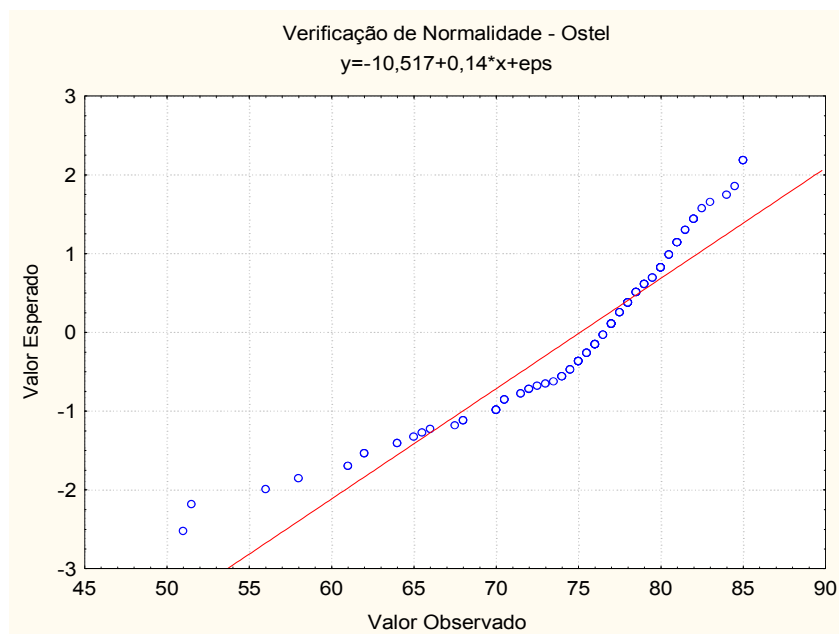


Figura 51 – Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos com a Osstell™ Mentor.

Teste Estatístico

A H_0 ou hipótese nula desse teste consistia em aceitar-se a hipótese de igualdade entre os valores da catraca torquímetro e do Osstell, estabelecendo-se a correlação entre os dois métodos de medição. Verificando-se que os dados apresentaram distribuição normal, foi aplicado o teste de Pearson, um teste paramétrico, chegando-se ao coeficiente de correlação (r) de $-0,07703$, com um p -valor de $0,41$. Como o p -valor foi menor que 5% , optou-se pela hipótese alternativa, ou seja, a falta de correlação entre os métodos.

7.2. Resultados referentes ao “Artigo 2”.

“ESTUDO COMPARATIVO DO ÍNDICE DE SUCESSO E ESTABILIDADE DE IMPLANTES (OSSTELL) CONE MORSE SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS COM DOIS TIPOS DE PRÓTESE (COM E SEM BARRA RÍGIDA).”

Verificação da normalidade

Para a verificação da normalidade dos dados, foram definidas as variáveis (Tabela 1) e utilizado o teste de Shapiro-Wilk's.

Tabela 1 - Verificação da normalidade a partir do p-valor obtido por meio do teste de Shapiro-Wilk's.

Variável	p-valor (Shapiro-Wilks)	Conclusão
G1T0	0,5173	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados
G1T4	0,4152	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados
G1T8	0,8134	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados
G2T0	0,7348	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados
G2T4	0,7293	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados
G2T8	0,8530	O p-valor encontrado é maior que 5%, o que leva a não rejeição da hipótese de distribuição normal para os dados

O teste de Shapiro-Wilk's gerou os histogramas correspondentes ao G1 e G2 nos diferentes tempos (T0, T4 e T8) (Figuras 52, 53, 54, 55, 56, 57).

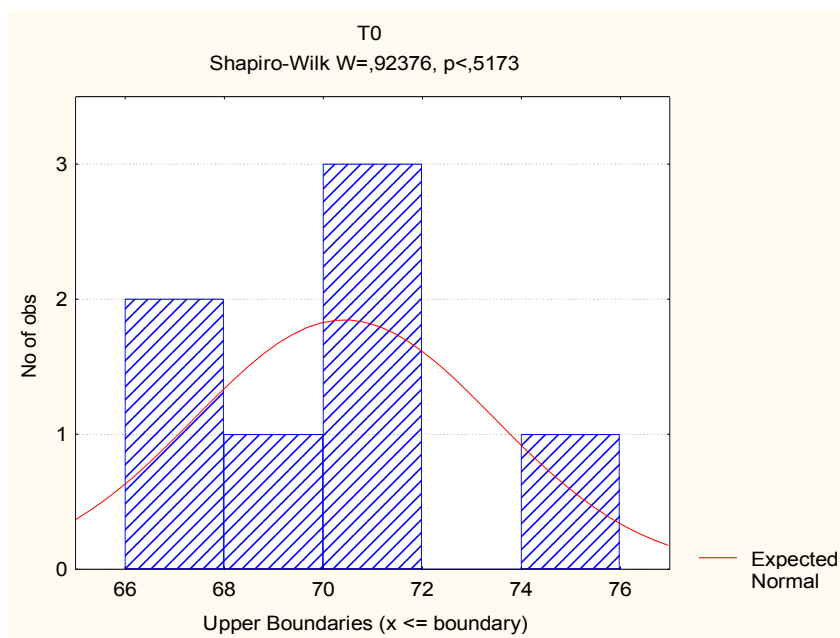


Figura 52 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G1 no T0.

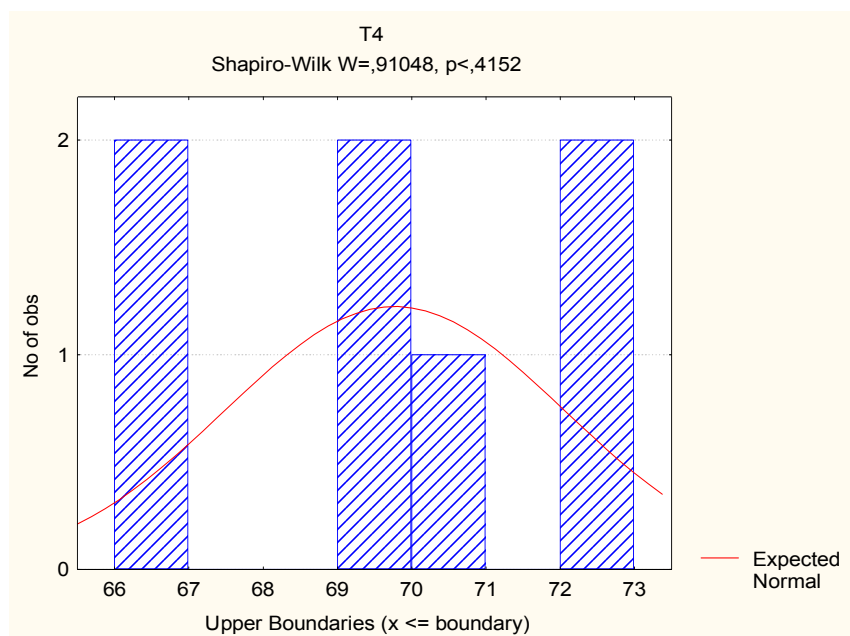


Figura 53 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G1 no T4.

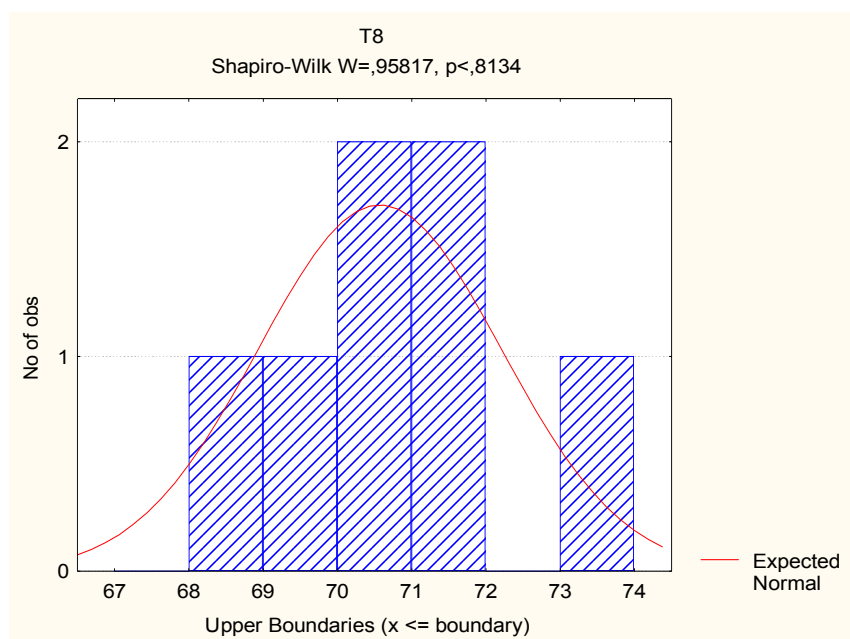


Figura 54 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G1 no T8.

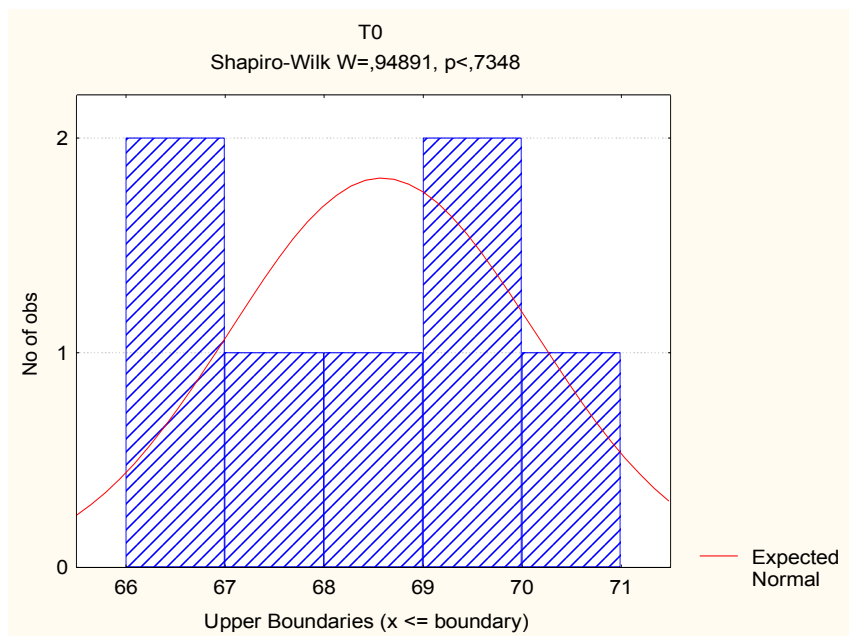


Figura 55 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G2 no T0.

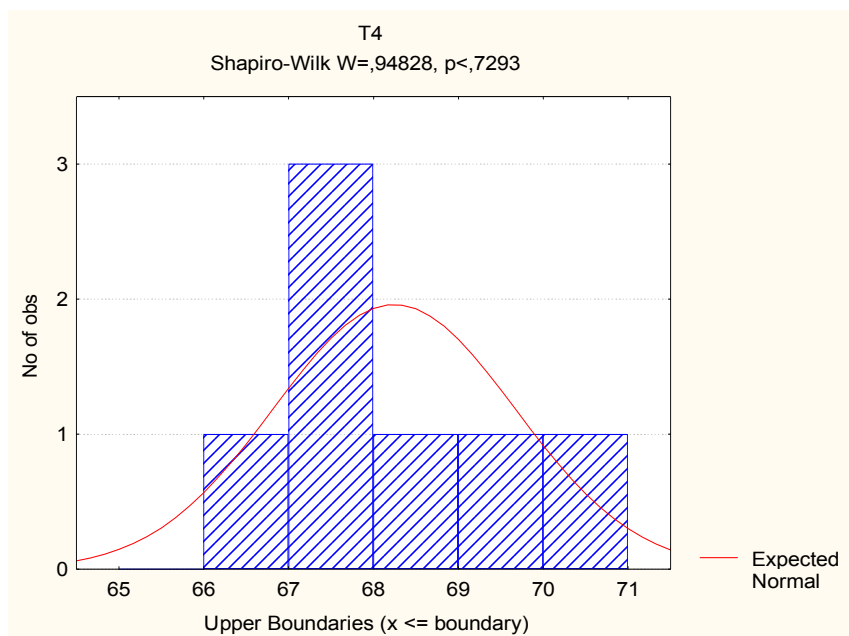


Figura 56 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G2 no T4.

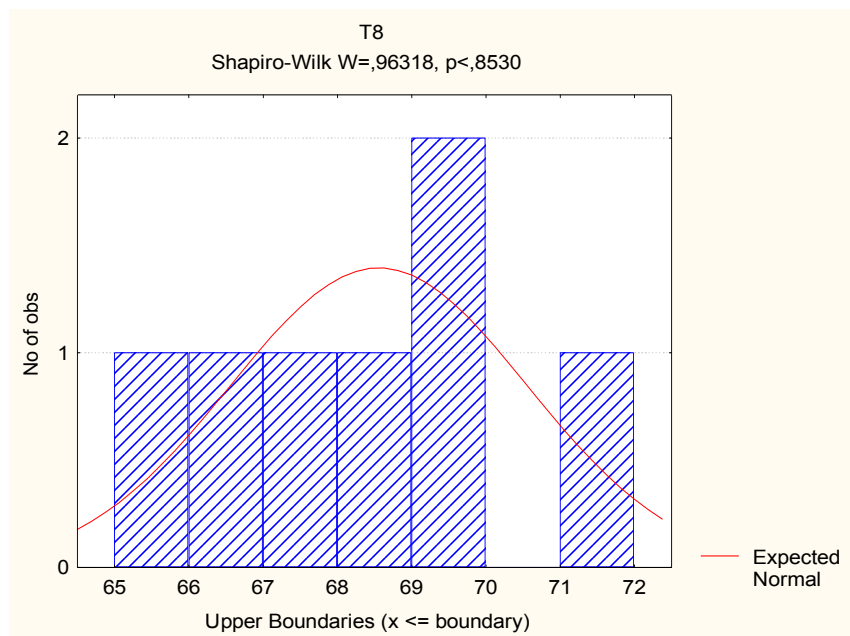


Figura 57 - Gráfico representativo da verificação da normalidade dos valores obtidos no G2 no T8.

Teste Estatístico

Do teste de verificação da normalidade obteve-se a conclusão de que todas as variáveis têm distribuição normal. Portanto, optou-se pelo uso de um teste de hipótese paramétrico: teste *t*-pareado ou *Student*. A hipótese inicial ou nula (H_0) consistia em aceitar-se a igualdade das médias entre os tempos nos diferentes grupos e entre os grupos nos diferentes tempos. A partir do p-valor (valor-p) maior que 5% se aceita a H_0 , caso contrário, ela é rejeitada. As médias dos valores de ISQ foram inseridas em uma tabela (Tabela 2).

Tabela 2 – Média dos valores de ISQ para ambos os grupos (G1 e G2), nos diferentes tempos (T0, T4 e T8).

Tempos	T₀	T₄	T₈
Grupos	Média (ISQ)	Média (ISQ)	Média (ISQ)
G1 (barra rígida)	70,4 ±3,02	69,8 ±2,28	70,6 ±1,64
G2 (barra distal)	68,6 ±1,54	68,2 ±1,42	68,6 ±2,00

A análise comparativa entre os grupos nos mesmos tempos (Tabela 3) revelou que todos os p-valores obtidos foram maiores que 0,05. Por estes resultados, a H0 foi aceita.

Tabela 3 – Análise do p-valor entre o G1 e G2 nos mesmos tempos.

Grupos x Tempos	p-valor
G1_T0 x G2_T0	0,18
G1_T4 x G2_T4	0,16
G1_T8 x G2_T8	0,06

A análise comparativa entre os tempos, dentre os mesmos grupos resultou novamente em valores-p maiores que 0,05 sendo a H0 aceita (Tabela 4).

Tabela 4 – Análise do p-valor entre os tempos (T0, T4 e T8), dentro dos mesmos grupos.

Grupos x Tempos	p-valor
G1_T0 x G1_T4	0,65
G1_T4 x G1_T8	0,46
G1_T0 x G1_T8	0,91
G2_T0 x G2_T4	0,67
G2_T4 x G2_T8	0,74
G2_T0 x G2_T8	0,98

7.3 Tabelas

Tabela 5 – Tabela representativa dos indivíduos e tipo da prótese utilizada.

Indivíduos	Tipo de Estrutura da Prótese
1	Barra Distal
2	Barra Rígida
3	Barra Distal
4	Barra Distal
5	Barra Distal
6	Barra Rígida
7	Barra Distal
8	Barra Rígida
9	Barra Rígida
10	Barra Rígida
11	Barra Distal
12	Barra Rígida
13	Barra Distal
14	Barra Rígida

Tabela 6 – Tabela representativa dos valores registrados com a catraca torquímetro (N.cm) e com o Osstell™ Mentor (ISQ) em cada indivíduo, assim como implantes instalados.

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
1	1	80	73	78	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	2	80	73	79	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	3	80	77	77	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	4	80	77	80	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	5	80	77	76	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
2	1	45	72	76	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	2	45	65	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	3	45	68	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	4	45	70	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	5	45	77	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
3	1	60	79	79	Titamax CM EX 4.0 x 15mm
	2	80	77	77	Titamax CM Medular 3.75 x 17mm
	3	60	76	76	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	80	80	80	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	5	60	75	80	Titamax CM EX 4.0 x 15mm

Continuação

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
4	1	45	64	64	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
	2	45	75	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	3	70	73	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	50	72	72	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	45	67	78	Titamax CM Medular 3.75 x 15mm
5	1	60	82	81	Titamax CM Medular 4.0 x 15mm
	2	40	80	80	Titamax CM Medular 4.0 x 15mm
	3	45	80	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	45	84	84	Titamax CM Medular 4.0 x 15mm
	5	80	85	85	Titamax CM Medular 4.0 x 15mm
6	1	60	61	61	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	2	60	70	70	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	3	60	73	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	4	60	68	68	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	5	60	73	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm

Continuação

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
7	1	60	77	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	2	60	81	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	3	45	70	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	4	60	82	81	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	5	60	82	82	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
8	1	60	75	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	2	60	76	76	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	3	60	76	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	45	77	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	80	76	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
9	1	45	51	51	Titamax CM Medular 3.75 x 13mm
	2	60	76	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	3	45	75	74	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	4	45	80	82	Titamax CM Medular 3.75 x 13mm
	5	45	72	64	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm

Continuação

Indivíduo	Catraca	Torque (N)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
10	1	45	79	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	2	60	75	77	Alvim CM 4.3 x 13mm
	3	32	75	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
	4	45	71	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	35	75	76	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
11	1	45	78	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 8mm
	2	45	79	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 8mm
	3	60	79	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 9mm
	4	60	80	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 8mm
	5	80	62	62	Titamax CM Cortical 3.75 x 8mm
12	1	60	80	79	Titamax CM Medular 3.75 x15mm
	2	45	76	80	Titamax CM Medular 3.75 x15mm
	3	80	79	83	Titamax CM Medular 3.75 x15mm
	4	60	83	83	Titamax CM Medular 3.75 x15mm
	5	60	83	82	Titamax CM Medular 3.75 x15mm

Continuação

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
13	1	60	77	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	2	80	79	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	3	60	80	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	60	80	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	80	76	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
14	1	80	75	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	2	80	75	75	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	3	80	85	85	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	100	64	71	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	60	77	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
15	1	60	65	65	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	2	40	79	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	3	60	82	73	Titamax CM Cortical 4 x 11mm
	4	65	80	76	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	5	60	78	78	Titamax CM Cortical 4 x 13mm

Continuação

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
16	1	55	66	74	Titamax CM Cortical 3.5 x 15mm
	2	55	70	70	Titamax CM Cortical 3.5 x 15mm
	3	50	70	71	Titamax CM Cortical 3.5 x 15mm
	4	60	77	77	Titamax CM Cortical 4 x 15mm
	5	45	58	58	Titamax CM Cortical 3.5 x 15mm
17	1	80	77	78	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
	2	70	79	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
	3	80	77	77	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
	4	45	81	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
	5	45	75	79	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
18	1	45	81	81	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	2	80	81	81	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	3	80	85	85	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	4	60	78	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm
	5	45	80	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 13mm

Continuação

Indivíduo	Implante	Catraca (N.cm)	Osstell no implante (V) (ISQ)	Osstell no implante (P) (ISQ)	Tipo de implante
19	1	60	74	74	Titamax CM Cortical 4x15mm
	2	80	51	61	Titamax CM Cortical 4x15mm
	3	80	73	75	Titamax CM Cortical 4x15mm
	4	70	51	52	Titamax CM Cortical 4x15mm
	5	45	70	70	Titamax CM Cortical 4x15mm
20	1	80	71	70	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
	2	60	66	66	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
	3	80	72	77	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
	4	80	64	64	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
	5	60	65	66	Titamax CM Cortical 3.75x15mm
21	1	80	73	73	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	2	80	78	71	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	3	80	62	62	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	4	80	75	78	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm
	5	60	80	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 11mm

Continuação

Indivíduo	Catraca	Torque (N)	Osstell no implante (V)	Osstell no implante (P)	Tipo de implante
22	1	60	85	84	Titamax CM Cortical 4 x 17mm
	2	50	82	80	Titamax CM Cortical 4 x 17mm
	3	45	80	81	Titamax CM Cortical 3.5 x 17mm
	4	45	82	82	Titamax CM Cortical 3.75 x 17mm
	5	45	78	80	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
23	1	80	70	71	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	2	80	70	70	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	3	80	72	72	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	4	80	55	67	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm
	5	80	82	82	Titamax CM Cortical 3.75 x 15mm

Tabela 7 – Tabela representativa dos valores de ISQ obtidos nos MPC no T0, T4 e T8 em cada indivíduo.

Indivíduo	T0		T4		T8	
	V	P	V	P	V	P
1	65	65	68	68	70	70
	69	73	67	71	67	71
	71	75	74	74	76	76
	73	75	70	73	70	74
	72	72	70	70	73	73
2	60	70	71	78	74	74
	61	69	72	72	74	74
	67	71	68	72	70	74
	70	70	69	73	73	74
	70	70	74	74	74	74
3	70	70	72	72	74	74
	64	65	63	62	62	62
	68	70	69	71	70	72
	70	70	67	71	70	73
	65	66	67	66	65	67
4	60	60	59	62	61	64
	59	59	68	73	62	62
	70	70	69	71	68	67
	73	73	74	74	52	71
	72	73	73	74	75	75

Continuação

Indivíduo	T0		T4		T8	
	V	P	V	P	V	P
5	68	70	68	70	68	70
	67	68	67	69	67	70
	66	66	66	67	67	69
	68	74	67	68	70	70
	70	70	70	70	70	70
6	66	70	71	74	72	74
	73	75	73	76	71	76
	70	71	69	70	66	69
	73	75	73	75	71	73
	72	74	71	74	70	72
7	68	68	68	68	68	70
	71	73	66	66	70	70
	65	65	66	66	68	68
	72	73	68	68	70	71
	67	69	69	69	69	69
8	71	69	72	72	73	71
	70	67	71	71	72	72
	70	68	70	71	70	72
	64	64	69	67	70	69
	70	71	71	71	71	71

Continuação

Indivíduo	T0		T4		T8	
	V	P	V	P	V	P
9	66	66	70	70	71	72
	67	69	72	72	72	72
	63	67	70	71	69	72
	66	70	66	69	66	70
	67	70	68	71	68	70
10	67	70	61	60	62	67
	75	74	70	70	73	73
	65	70	72	71	70	72
	75	75	72	71	71	73
	66	70	61	61	64	67
11	65	65	67	64	68	68
	70	70	66	70	66	70
	64	66	63	67	65	69
	70	70	70	70	67	70
	63	65	63	63	62	64
12	68	68	67	65	69	73
	64	70	67	71	69	72
	71	71	62	69	63	68
	75	75	74	74	70	75
	75	75	69	74	71	71

Continuação

Indivíduo	T0		T4		T8	
	V	P	V	P	V	P
13	69	69	70	69	69	69
	70	70	62	62	63	69
	70	70	70	70	62	70
	72	71	72	72	70	72
	69	68	60	69	68	68
14	75	75	70	69	70	70
	75	75	63	69	70	70
	85	85	68	70	68	70
	64	71	67	68	68	68
	77	77	60	66	69	62

7.4 Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Eu, _____, nacionalidade
 _____, _____ anos de idade, estado civil
 _____, profissão _____, residente
 _____, RG _____,

estou sendo convidado a participar de um estudo denominado “**Estudo comparativo de duas formas de medição da estabilidade de implantes cone Morse e índice de sucesso quando submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas com dois tipos de prótese (com e sem barra rígida)**”, cujos objetivos e justificativas são: obter subsídios para a confirmação de que o desenho dos implantes que serão utilizados apresentam bom comportamento clínico e que o tipo de prótese é bem aceito. Sendo assim, os participantes deste grupo de estudos terão que voltar para realizar os controles.

Minha participação no referido estudo será no sentido de **receber o tratamento e comparecer nos acompanhamentos, tomando também os cuidados caseiros que forem recomendados.**

Fui alertado de que o fato de concordar em participar da pesquisa a se realizar **não me garantirá benefícios (participando ou não da pesquisa receberei o tratamento mais indicado para meu caso).**

Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa, e os resultados positivos ou negativos somente serão obtidos após a respectiva realização. Assim, **não haverá nenhum risco para minha saúde atrelado à pesquisa, uma vez que eu faria o tratamento independente de estar participando da pesquisa. Os riscos em relação ao procedimento cirúrgico e acompanhamento radiográfico são os mesmos para quem não participa da pesquisa. Eles fazem parte do risco contido em qualquer procedimento cirúrgico e fui avisado que podem ocorrer e que são eles: parestesia (dormência no lábio e queixo); dores, caso haja rompimento de**

algum ponto (para evitar isso terei que cercar-me dos cuidados recomendados após a cirurgia); perda de algum implante (será depois repostos, se julgado necessário); alterações na gengiva (se eu não tomar os cuidados de limpeza recomendados); eventuais dores musculares ou na articulação, após a troca dos dentes (caso ocorram dores, serei atendido para controles e ajustes). Fui também informado que os pacientes fumantes não poderiam participar do estudo. Declarei não ser fumante e não fazer uso do cigarro durante o estudo.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo. No entanto, autorizei a tomada de fotos e o uso delas para apresentação do trabalho. Para isso, serão respeitadas as normas de apresentação de imagens do Ilapeo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e que, se vier a sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são **Ivete Aparecida Mattias de Sartori e Eloana Thomé**, e com eles poderei manter contato pelo telefone **35956000**.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, e, afinal, a tudo o que eu queira saber antes, durante e depois de minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de tudo o que aqui foi mencionado e compreendido, e quanto à natureza e objetivo do referido estudo, manifesto meu livre consentimento em dele participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar, por minha participação. No entanto, caso eu tenha qualquer problema odontológico decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento na seguinte forma: o **Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico** compromete-se a oferecer o tratamento necessário para o restabelecimento de minha condição dentária inicial.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo, devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, 02 de outubro de 2009.

Nome

Assinatura

Pesquisadores:

Ivete Aparecida Mattias de Sartori

Eloana Thomé

8. Anexos

8.1. Normas das revistas de publicação

Artigo 1 - *Clinical Oral Implant Research*:

<http://www.blackwellpublishing.com/journal.asp?ref=0905-7161>

Artigo 2 - *The Internacional Journal of Oral and Maxillofacial Implants*:

http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=143

8.2 Comitê de Ética



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0003394/09**

Protocolo CEP Nº **5296**

Título do projeto **ESTUDO COMPARATIVO DO ÍNDICE DE SUCESSO, COMPORTAMENTO ÓSSEO E ESTABILIDADE DE IMPLANTES CONE MORSE SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS COM DOIS TIPOS DE PRÓTESE (COM E SEM BARRA R**

Grupo **III**
 Versão **2**

Protocolo CONEP **0419.0.089.000-09**

Pesquisador responsável **IVETE APARECIDA DE MATTIAS SARTORI**

Instituição **Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Objetivos

OBJETIVO GERAL

A presente pesquisa tem por objetivo geral avaliar clinicamente e radiograficamente a estabilidade primária e secundária e nível ósseo ao redor de implantes com conexão tipo cone morse submetidos à carga imediata reabilitados com próteses fixas mandibulares tipo protocolo segundo as técnicas da barra de extensão distal e técnica de cimentação passiva e o comportamento das próteses.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos do estudo são avaliar por meio de acompanhamento, por um período de 4 meses e 8 meses, pacientes reabilitados com próteses sobre implantes mandibulares com ou sem estrutura rígida comparando:

- A estabilidade primária e secundária dos implantes por meio de análise de frequência de ressonância;
- O nível ósseo ao redor dos implantes utilizando a técnica da subtração; e
- O número de sessões necessárias para reparos no período de acompanhamento.

Comentários e considerações

A hipótese é que o desenho dos implantes vai permitir uma estabilidade do nível ósseo independente do tipo de prótese a que foram submetidos. Quanto ao número de sessões para consertos pode acontecer da prótese em acrílico oferecer maior necessidade de controles. Caso isso não se confirme, a técnica menos onerosa pode ser uma opção para permitir o tratamento a um número maior de indivíduos.

O projeto apresenta relevância científica e metodologia e delineamentos adequados.

Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados.

TCLE: Adequado, sem ressalvas de ordem ética.

Recomendações

No TCLE, ajustar o texto para que as assinaturas se encaixem na 2ª página.



Parecer Nº **0003394/09**Protocolo CEP Nº **5296**

Título do projeto **ESTUDO COMPARATIVO DO ÍNDICE DE SUCESSO, COMPORTAMENTO ÓSSEO E ESTABILIDADE DE IMPLANTES CONE MORSE SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS COM DOIS TIPOS DE PRÓTESE (COM E SEM BARRA R**

Grupo **III**Versão **2**Protocolo CONEP **0419.0.089.000-09**

Pesquisador responsável **IVETE APARECIDA DE MATTIAS SARTORI**

Instituição **Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Conclusões

O projeto atende às determinações da Res. 196/96, do CNS.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **21/10/2009**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.

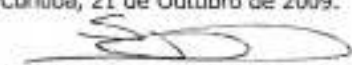
Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 21 de Outubro de 2009.


Prof. Dr. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
PUC PR

