Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Sandro Pires

Análise in vitro do torque de inserção de implantes cônicos híbridos com diferentes tipos de instrumentações.

CURITIBA
2017

Sandro Pires

Análise in vitro do torque de inserção de implantes cônicos híbridos com diferentes tipos de instrumentações.

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.

Orientador: Prof. Dr. Geninho Thomé
Coorientadora: Prof[a]. Dra. Larissa Carvalho Trojan

CURITIBA
2017

Sandro Pires

Análise in vitro do torque de inserção de implantes cônicos híbridos com diferentes tipos de instrumentações

Presidente da banca (orientador): Prof. Dr. Geninho Thomé

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas

Prof. Dr. Vítor Coró

Aprovada em: 29/05/2017.

Dedicatória

Dedico especialmente esse trabalho aos meus pais, José Carlos (*in memorian)* e Maria José, que através do seu exemplo de vida e ensinamentos, fui capaz de me espelhar para que pudesse chegar a mais essa etapa. Sei que sempre vão estar ao meu lado me apoiando, incentivando e ajudando. A sua fé em mim é o meu maior legado. Amo vocês.

Dedico especialmente também a Dra. Marcela, que foi essencial para conclusão deste trabalho e uma grande incentivadora para que eu pudesse alcançar este objetivo.

À minha filha, Maria Luiza, que soube compreender minhas ausências. Você é a razão de cada passo que dou.

À minha irmã Andréa, que por vezes, foi responsável por mim e passou-me valores inestimáveis.

Aos amigos Marcos Pedreira e Zenilda, sempre dando exemplos de vida e mostrando-me, junto aos meus pais, o caminho correto a seguir. Compreenderam os vários momentos nos quais eu não pude estar presente.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por permitir e me dar forças para conclusão de mais essa etapa de vida e por sempre estar ao meu lado orientando e ensinando em todos os passos. “O Senhor é o meu pastor e me guie através das veredas da justiça e retidão. A Seu lado, não temo mal nenhum e me fortaleço diante das dificuldades, das tristezas e mazelas que a vida, uma vez ou outra, trás com sua maré”. Louvo a Deus, por permitir-me concluir essa etapa, provando de seu amor incondicional.

Ao professor Dr. Geninho Thomé, meu orientador, exemplo de vida profissional, que inspira a busca permanente pelo conhecimento e a dedicação para alcançar aquilo que acreditamos.

À professora Dra. Larissa Trojan, minha coorientadora, pelo tempo dispensado nas orientações e revisões deste trabalho, orientações essas fundamentais para sua realização e conclusão.

À professora Dra. Rogéria Acedo Vieira, pelo exemplo de simplicidade, conhecimento e pela oportunidade de nos ensinar o melhor da implantodontia.

Ao professor Dr. Luiz Eduardo Marques Padovan, por todo o conhecimento transmitido durante este curso e pela gentileza de estar sempre pronto para atender a qualquer dúvida. Por ser um exemplo profissional a ser seguido. Incansável.

Ao professor Dr. Rubens Moreno, pela solidariedade, conhecimento e estímulo à prática científica.

A todos os professores do curso de mestrado em implantodontia do ILAPEO, pelo incentivo, presença amistosa, determinação e amizade, que tornaram esse sonho possível. Seus ensinamentos ficarão para sempre gravados em minha memória. Cada um, à sua maneira, transmitiu-me conhecimentos ímpares, tanto profissionalmente, como pessoalmente. Levo muito comigo de cada um.

Aos funcionários do ILAPEO, em especial a Keiler Vieira, por sempre ajudar para o desenvolvimento de todos os projetos e trabalhos que realizamos. Extremamente responsáveis e capacitados, executando suas funções com seriedade e responsabilidade, facilitaram e agilizaram todo esse percurso.

Ao amigo Rogério Boelter pela humildade em transmitir seus conhecimentos e solidariedade profissional.

À querida Dra. Carolina Salonski pelo incentivo e exemplo profissional.

A todos os colegas de turma pela amizade e companheirismo ao longo destes dois anos, assim como a intensa troca de saber e conhecimentos, as horas compartilhadas de estudo e dedicação, os colegas André Lucas Filho, Carlos Eduardo Rothier, Eduardo Thomé de Azevedo, Elias Manoel Ribeiro Neto, Gustavo Torres Galvão Florindo, Luiz Henrique Binder da Silva, Marcelo Turella, Rafael Baltazar Marcos, Rafael Coutinho de Mello Machado, Ricardo Júnior Denardi e Sidnei Antônio Moro.

Aos pacientes que participaram desta etapa profissional, contribuindo para o meu crescimento profissional e pessoal.

Agradeço a NEODENT pelo apoio a esta pesquisa e a dedicação para o inestimável crescimento da implantodontia.

A todos que, direta ou indiretamente, ajudaram-me a seguir adiante para realização de mais esse sonho.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução 12

2. Revisão de Literatura. 14

3. Proposição 28

4. Materiais e Métodos 29

5. Artigo Científico.....33

6. Referências 53

7. Apêndice 56

8. Anexos.....91

Lista de Figuras

Figura 1– Bloco de poliuretano 29
Figura 2– Imagens ilustrativas dos implantes utilizados 30
Figura 3– Brocas utilizadas no Sistema de Implantes Hélix Grand Morse 32
Figura 4– Máquina multifuncional torcinal 32
Figura 5– Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 1 e 2 42
Figura 6– Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 3 e 5 43
Figura 7– Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 3 e 4 44
Figura 8– Grupos 3 , 4 e 5 no mesmo gráfico 45

Lista de Tabelas

Tabela 1– Valores de densidade, compressão e tensão do osso artificial 31
Tabela 2– Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes compactantes/cônicos e híbridos/cônicos (Helix e Drive Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil)….....31
Tabela 3– Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes cortantes/cilíndricos (Titamax Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil).....32
Tabela 4– Resultado comparação dos 5 grupos testados.....41
Tabela 5–Tabela comparativa da quantidade de implante exposto dos grupos 1 e 2 42
Tabela 6– Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 1 e 2 42
Tabela 7– Tabela comparativa da quantidade de implante exposto dos Grupos 3 e 5 43
Tabela 8 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 e 5 44
Tabela 9 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto dos Grupos 3 e 4 45
Tabela 10 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 e 4 45

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

ISQ – Implant Stability Quotient (Quociente de estabilidade do implante)

Ncm – Newton por centímetro

mm – Milímetros

RF – Frequência de ressonância

BL – Bone Level

TE – Tepered effect

SP – Standard plus

PCF ou pcf – Pound per cubic foot.

GM – Grand Morse

CM – cone Morse

P – significância do teste

Resumo

Este trabalho tem por finalidade a análise laboratorial do torque de inserção de implantes tipo cone Morse cônicos/híbridos, cônicos/compactantes e cilíndricos/cortantes em ossos sintéticos com dois valores de densidadese com instrumentações regulares e modificadas. Cinquenta implantes tipo cone Morse do mesmo fabricante foram utilizados neste estudo. Estes foram divididos em 5 grupos: Grupo I – Implantes híbridos/cônicos (Helix Grand Morse, de 3,75 mm x 13 mm, instalados em bloco ósseo sintético de alta densidade com sobreinstrumentação (n=10); Grupo II – Implantes cortantes/cilíndricos (Titamax Grand Morse, de 3,75 mm x 13 mm, instalados em bloco ósseo sinético de alta densidade com instrumentação regular (n=10); Grupo III – Implantes híbridos/cônicos (Helix Grand Morse) de 4,3 mm x 13 mm, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com subinstrumentação (n=10); Grupo IV – Implantes híbridos/cônicos (Helix Grand Morse) de 4,3 mm x 13 mm, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com instrumentação regular (n=10); Grupo V – Implantes compactantes/cônicos (Drive Grand Morse) de 4,3 mm x 13 mm, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com instrumentação regular (n=10). Todos os implantes instalados foram inseridos equicrestalmente e a estabilidade primária foi determinada pelo torque de inserção no momento da instalação por uma máquina multifuncional de ensaio. Os dados foram utilizados na correlação entre os tipos de geometria dos implantes, a densidade dos blocos ósseos e a estabilidade primária (torque final) obtida. Os resultados estatísticos descreveram que na comparação híbridos/cônicos e cortantes/cilíndricos houve diferença significativa em relação a variável 1 (V1) - exposição do implante com 32 Ncm - mas não houve diferença significativa em relação a variável 2 (V2): Torque final, quando instalados em osso tipo I. No Grupo III, híbridos/cônicos, em relação ao Grupo V, compactantes/cônicos, não houve diferença significativa em relação a ambas as variáveis, em osso de baixa densidade. Quando comparada aos diferentes preparos do leito ósseo para os implantes híbridos/cônicos (Grupo 3 e 4), houve diferença significativa em relação a variável 1 e 2, com maiores valores para o grupo com subinstrumentação. Todos os implantes híbridos/cônicos utilizados nos testes obtiveram torque final acima dos 32 Ncm. Concluiu-se que a alteração de técnica de preparo do leito ósseo influenciou o torque final de implantes híbridos, alcançando valores adequados biologicamente e que favorecem à prática da cargaimediata.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Torque; Carga Imediata em Implante Dentário.

Abstract

The aim of this study was the laboratory analysis of the insertion torque of Cone Morse implants Hybrids/conical, compacting/tapered and cylindrical/cutting in synthetic with two values of densities and with regular and modified instrumentations. Fifty Cone Morse implants from the same manufacturer were used in this study. The study was divided into 5 groups: Group I - Hybrids / conical implants (Helix Grand Morse, 3.75 mm x 13 mm, placed in a high density synthetic bone block with oversized instrumentation (n = 10); Group II - Cutting / cylindrical implants (3.75 mm x 13 mm), placed in a high density synthetic bone block with regular instrumentation (n = 10); Group III - 4.3 mm x 13 mm hybrids / conical implants (Helix Grand Morse) placed in a low density synthetic bone block with undersized instrumentation (n=10); Group IV - 4.3 mm x 13 mm hybrids/conical implants (Helix Grand Morse), placed in a low density synthetic bone block with regular instrumentation (n = 10). Group 5 - 4.3 mm x 13 mm compacting/tapered (Drive Grand Morse) implants, placed in low-density synthetic bone block with regular instrumentation (n = 10). All implants placed were inserted at bone level and and the primary stability was determined by the torque of placement by a multifunctional test machine. The data were used in the correlation between implant desing, bone block density and primary stability (final torque) obtained. Statistical results showed that in the comparison between hybrid/conical and tapered/cylindrical there was a significant difference in relation to variable 1 (V1) - implant exposure with 32 Ncm - but there was no significant difference in relation to variable 2 (V2) - final torque, when placed in type I bone. In Group III, hybrids/conical, in relation to Group V, compactors/conical, there was no significant difference in relation to both variables, in low density bone. When comparing different bone bed preparations for hybrid/conical implants (Group 3 and 4), there was a significant difference in relation to variable 1 and 2, with higher values for the group with subinstrumentation. All implants hybrids/conical used in the tests obtained final torque above 32 Ncm. It was concluded that the bone bed preparation technique has influenced the final torque of the hybrid implants, reaching biological values and favoring the immediate loading practice.

Key Words: Dental implants; Torque; Immediate dental Implants loading.

1. Introdução

O sucesso do tratamento com implantes dentários está fortemente relacionado com a osseointegração, definida como uma aposição íntima de osso neoformado e reformado não havendo interposição de tecido conjuntivo ou fibroso. É uma conexão estrutural e funcional direta entre o osso organizado vivo e a superfície do implante submetido à carga (BRÅNEMARK et al., 1969). A deposição de tecido ósseo na superfície dos implantes é fortemente dependente das interações entre células e a superfície de titânio dos implantes e está relacionada com os fenômenos da estabilidade primária ou mecânica e a estabilidade secundária ou biológica (BUSER et al., 1991; SKALAK, 1983). A estabilidade primária determina a resistência mecânica do implante no momento de sua instalação, é um fator mecânico estabelecido pelo contato que ocorre entre as roscas do implante com o tecido ósseo de maneira imediata (MEREDITH, 1998). É um importante parâmetro de prognóstico para o sucesso da osseointegração. É dependente de vários fatores, como a qualidade e a quantidade óssea da região, a macrogeometria do implante, fresagem e a técnica cirúrgica empregada (EKFELDET et al., 2001; TRISI et al., 2009). A estabilidade secundária diz respeito à capacidade de um implante em se manter estável após a deposição e regeneração do tecido vivo peri-implantar (COCHRAN et al., 1998). O estabelecimento desta depende de fatores como a estabilidade primária, a fisiologia local e o tipo de superfície (BERNARDES, Claudino e Sartori, 2012).

Buscando aumentar a taxa de sucesso dos tratamentos, diversas pesquisas têm se preocupado em mensurar a estabilidade primária com ensaios biomecânicos. Baseado neste fato, estudos têm se destacado em avaliar a macrogeometria dos implantes e sua capacidade em interferir no processo cicatricial (COELHO et al., 2010; LEONARD et al., 2009; MARIN et al., 2010).

Diante da importância desse conhecimento e da evolução dos implantes dentais que buscam ser versáteis para todos os biótipos ósseos, o objetivo deste estudo é (I) Avaliar o torque de inserção de implantes cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo I com sobreinstrumentação; (II) Comparar o torque de inserção de implantes cilíndricos (com roscas cortantes) e cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo I com instrumentação regular e sobreinstrumentação; (III) Avaliar o torque de inserção de implantes cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo IV com instrumentação regular e com subinstrumentação.

2. Revisão de Literatura

Brånemark *et al.* (1969) definiram a osseointegração como um processo histológico, no qual ocorre uma conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo organizado e a superfície de um implante submetido a uma carga funcional. Para o sucesso da osseointegração, os implantes deveriam permanecer por um período de três a seis meses sem receber cargas oclusais. Quando este protocolo foi respeitado, altos índices de sucesso foram relatados na literatura.

Lekholm e Zarb (1985) relataram que a carregamento imediato só poderia ser realizado com a obtenção da estabilidade primária e em ossos dos tipos I, II e III. No osso tipo I, a maior parte do osso existente é composta por uma cortical espessa; no tipo II existe uma quantidade grande de osso cortical circundando o osso esponjoso; o tipo III apresenta uma reduzida camada de osso cortical, circundando uma maior quantidade de osso esponjoso; o osso tipo IV apresenta uma camada muito fina ou quase inexistente de osso cortical envolvendo um osso de baixa densidade.

Schnitman *et al.* (1997) em um estudo de acompanhamento de 63 (sessenta e três) implantes colocados em dez pacientes, onde 28 (vinte e oito) foram carregados imediatamente após a cirurgia, e 35 (trinta e cinco) após o período de cicatrização habitual, observaram uma taxa de sobrevivência de 84,7% para os submetidos à carga imediata, contra 100% respectivamente dos que não foram carregados imediatamente, após um período de dez anos. Para o autor as perdas dos implantes com o carregamento imediato ocorreram, provavelmente, em decorrência da má qualidade do osso e do pequeno comprimento dos mesmos.

Meredith (1998) afirmou que implantes diferem-se nas características, em seu desenho, na composição e no tratamento de sua superfície. Fabricantes afirmam que uma ou mais dessas características aumentam a resposta biológica do tecido para o implante e isso

aumenta o índice de sucesso e de sobrevivência. Estes são diferentemente conceituados: sobrevivência refere-se à retenção do implante na região óssea em que o implante foi instalado, e o sucesso do implante é dependente de estudos longitudinais necessários para a sua avaliação. Uma adequada estabilidade primária é característica fundamental que possibilita a formação e cicatrização do osso sem distúrbios, permite a distribuição de maneira adequada do estresse da carga da função mastigatória sobre a interface do tecido do implante.

Zysset *et al.* (1999) relataram que a constitituição óssea é principalmente de colágeno do tipo I e os cristais de hidroxiapatita. A hidroxiapatita (parte mineral) oferece rigidez e capacidade de suportar cargas. O colágeno tipo I (matriz orgânica) proporciona resistência e a flexibilidade do osso, e determina a sua organização estrutural. Portanto, as propriedades físicas do osso são dependentes das propriedades desses constituintes, desde sua composição até sua organização estrutural, a nanoestrutura (lamelas), a microestrutura (ósteon – espaço trabecular) e a macroestrutura (compacto e esponjoso). As pesquisas sobre propriedades biomecânicas concentram-se em âmbito macro e microestruturais, enquanto que poucas pesquisas nanoestruturais foram realizadas.

Cristofolini *e Viceconti* (2000) afirmam que os modelos de ossos sintéticos apresentam densidade semelhante aos maxilares humanos favorecendo a homogeneidade das amostras e um padrão dos espécimes. Foi obtido estudos com ensaios de torque de inserção em modelos artificiais ósseos, devido à dificuldade de testá-los em humanos, decorrentes das mudanças de densidade e de espessura dos ossos trabeculares e corticais (Lim et al. 2008).

Romanos *et al.* (2002) realizaram um estudo em humanos para a análise da estabilidade primária através do torque de inserção dos implantes. Os autores concluíram que por volta de 32 Ncm, a estabilidade primária pode ser considerada adequada para a carga imediata. A estabilidade primária é um fator importante para o êxito de um sistema de implantes.

Misch (2004) em um estudo publicou a técnica da conversão da prótese total removível em prótese do tipo protocolo de Brånemark. Instalou 04 (quatro) ou 05(cinco) implantes de geometria cônica ativados imediatamente, utilizando as próteses provisórias que os pacientes usavam anteriormente e, substituindo-as por próteses parafusadas do tipo protocolo no trigésimo terceiro dia após a cirurgia. O torque dos implantes instalados foi acima de 30 N/cm, mensurado por torquímetro cirúrgico. Foram utilizados componentes protéticos com altura de 1 a 2 mm, objetivando a confecção de próteses com espaço protético aumentado. O sucesso reportado pela técnica da conversão de dentaduras ofereceu êxito e um método de trabalho simplificado.

Glauser *et al.* (2004) em um estudo mensuraram a estabilidade de 81 (oitenta e um) implantes com carregamento imediato, em um período de 01 (um) ano. Nove (09) destes implantes foram perdidos. As medidas de análise da frequência de ressonância mostraram uma estabilidade primária inferior para os implantes que falharam em até 01 (um) ou 02 (dois) meses, comparados com os implantes que permaneceram com sucesso. Os resultados demonstraram que o risco de perda dos implantes aumentou quando foi diminuído o valor do quociente de estabilidade do implante (ISQ), avaliado um mês após a colocação da carga. A estabilidade primária de um implante é determinada pela densidade local do osso, pelo desenho ou geometria do implante e pela técnica cirúrgica empregada. Rabel et al. (2007) associaram esses fatores, principalmente, ao fato dessas características contribuírem para uma boa estabilidade primária, definida como a estabilidade obtida imediatamente após a introdução de um implante no leito ósseo. É consagrada como um importante marcador de prognóstico, favorecendo assim na deposição de tecido mineral sobre a superfície do implante.

Misch (2006) afirma que o êxito na estabilidade primária consiste no preparo do leito ósseo ligeiramente menor que as dimensões estruturais do implante a ser instalado, e torques

de inserção acima de 40 Ncm. Assim o contato das paredes do implante maior com o leito cirúrgico menor, confeccionado no tecido ósseo, favorece na estabilidade necessária para o processo da osseointegração. Considera a densidade óssea como o fator mais importante para a fixação de um implante objetivando a estabilidade inicial e a ausência de movimentos durante o estágio precoce da cicatrização cirúrgica. A densidade óssea influencia na taxa de sucesso.

Thomé *et al.* (2008) afirma que o osso cortical apresenta maior capacidade de resistência à carga decorrente da maior capacidade de absorção de forças, enquanto o osso esponjoso possui menor resistência e maior dissipação de forças devido a sua forma estrutural. Como resultado dessas características biomecânicas, é necessário uma maior ancoragem do implante junto à área óssea cortical.

Seong *et al.* (2009) relacionaram as propriedades físicas do osso com a estabilidade inicial de implantes dentários. Neste estudo foram utilizados quatro pares de mandíbulas e maxilas edêntulas de cadáveres humanos frescos. Foram medidos a dureza e o módulo de elasticidades de tais ossos pela nanoindentação, na região anterior e posterior, direita e esquerda. Quanto aos valores de dureza, os pesquisadores obtiveram uma média de 0,52 GPa para a maxila e 0,59 GPa para a mandíbula. Com relação ao módulo de elasticidade, os autores observaram valoresde 14,9 GPa para a maxila e de 18,3 GPa para mandíbula. Concluíram que existem diferenças entre maxila e mandíbula e entre região anterior/posterior e que as diferenças de dureza e módulo de elasticidade alteram a estabilidade primária dos implantes.

Chong *et al.* (2009) realizaram um estudo para examinar o efeito de um projeto de implantes cônicos com lâminas auto rosqueadas na estabilidade inicial. Foram utilizados blocos de poliuretano para simular diferentes densidades ósseas. Implantes com diferentes desenhos, um com lâminas auto-rosqueantes e um sem lâminas auto-rosqueantes. Foram

colocados em três profundidades diferentes: terço apical, terço médio e totalmente inserido, em três diferentes densidades de blocos de poliuretano. Um analisador de frequência de ressonância (RF) mediu a estabilidade dos implantes. A análise de variância de medidas repetidas foi utilizada para examinar o desenho do implante, a profundidade de inserção e a densidade do bloco em RF. A análise de covariância foi utilizada para examinar a força de associação entre RF e os fatores acima mencionados. Em média densidade e de alta densidade, os implantes totalmente não auto-rosqueados totalmente inseridos apresentaram estabilidade maior do que os implantes auto-roqueantes. Não foram observadas diferenças entre os dois implantes que não foram totalmente inseridos. A maior força de associação foi com a profundidade de inserção, seguida pela densidade de blocos. O desenho do implante mostrou uma associação. Em conclusão, os implantes totalmente inseridos sem lâminas têm maior estabilidade inicial do que os implantes com lâminas auto-rosqueantes. No entanto, a força de associação entre o desenho do implante e a estabilidade inicial é menos relevante do que outros fatores, tais como profundidade de inserção e densidade de bloco. Assim, se a qualidade e a quantidade óssea forem ótimas, é possível compensar a inadequação do design.

Tabassum *et al.* (2009) através de um estudo biomecânico avaliaram o efeito da técnica cirúrgica e da rugosidade superficial de um implante na estabilidade primária em ossos de baixa densidade. Utilizaram oitenta implantes cônicos (Biocomps Industries, Vught, the Netherlands) com topografias de superfície usinadas e rugosas, foram inseridos em um equivalente ósseo de baixa densidade muito semelhantes à densidade da maxila. Blocos de poliuretano (Sawbones) com duas densidades ósseas diferentes (grupo A = 0,32 g/cm3 referente à região posterior da maxila; Grupo B = 0,48 g/cm3 representando a região anterior). Duas técnicas cirúrgicas foram utilizadas: Técnica do encaixe por pressão e a técnica da subinstrumentação. Com um medidor de torque registrou-se o torque de inserção e remoção. Observaram que independente da técnica cirúrgica utilizada, ambos os tipos de

implantes tiveram o valor médio do torque de inserção e remoção maiores, com o aumento da densidade óssea. Para os grupos A e B, ambos os tipos de implantes apresentaram valores estatisticamente maiores de torque de inserção e remoção quando se utilizou a técnica da subinstrumentação em comparação com a técnica de ajuste por pressão. Além disso, os implantes com superfícies rugosas apresentaram valores de torque de inserção e remoção estatisticamente mais altas quando comparados com implantes usinados. Concluíram que a colocação de implantes rugosos em modelos ósseos sintéticos utilizando a técnica da subinstrumentação resultou em uma maior estabilidade primária do implante. Além disso, encontraram correlação entre estabilidade primária e densidade óssea do modelo sintético, implicando que, no caso de um sítio com baixa densidade óssea, um implante com uma rugosidade superficial ótima, pode aumentar significativamente a estabilidade primária.

Rocha e Elias (2010) estudaram a influência da técnica cirúrgica, do design e dimensões dos implantes para a obtenção da estabilidade primária. Consistiu na determinação dos torques de inserção e de remoção de implantes de blocos de poliuretano e de costela suína. Analisaram os implantes cilíndricos e os cônicos com dois diâmetros diferentes. Todos os implantes foram fornecidos pela empresa Conexão Sistema de Prótese. Três grupos foram criados: Cone Morse cônico de 4,0 x 13,0 mm, cilíndrico 3,75 x 13,0 e 4,0 x 13,0 mm com o objetivo de avaliar a influência da densidade do osso na estabilidade primária, os implantes foram inseridos em poliuretano e costela suína , os quais possuem densidades equivalentes ao osso D1 e D3, respectivamente. A literatura mostra que o torque de inserção dos implantes cônicos é maior que o dos implantes cilíndricos. Nos ensaios realizados o implante Conic Morse (cônico) apresentou menor torque de inserção que o implante Master Grip (cilíndrico). Certamente, os torques do implante Conic Morse foram menores devido à mudança no protocolo de perfuração (sequência de fresas), a qual foi igual para todos os implantes. No passado o comum era a utilização de fresas cônicas para implantes cônicos e fresas cilíndricas

para implantes com perfil cilíndrico. Concluíram que: 1 - Os ensaios com costela suína apresentaram maiores dispersões dos torques de inserção e remoção devido à heterogeneidade das mesmas; 2 - Quanto menor o diâmetro da última fresa usado para preparar o sítio de inserção do implante, maior o torque de inserção e remoção; 3 - O cirurgião para obter maior estabilidade primária em osso de menor densidade pode alterar o protocolo de cirurgia subinstrumentando o sítio de inserção do implante; 4 - Os implantes cônicos (cone Morse) necessitam de menores torques de inserção que os cilíndricos quando se empregam fresas cilíndricas; 5 - torques de instalação e de remoção progridem com o aumento do comprimento e diâmetro do implante.

Tabassum *et al.* (2010) através de estudo biomecânico avaliaram o efeito inter-relacionado da rugosidade superficial e da técnica cirúrgica na estabilidade primária de implantes dentários. No experimento, 160 implantes cônicos (Biocomps Industries, Dordrecht, Netherlands), todos com 10 mm de comprimento e 4-6 mm de diâmetro, com topografia de superfície maquinada e com superfície rugosa foram inseridos em blocos de espuma de poliuretano (Sawbones) equivalentes ao osso trabecular, com uma densidade de 0,48 g/cm3. Para imitar osso cortical, sobre estes blocos uma lâmina com uma espessura variando de 0 a 2,5 mm foi utilizada. Os implantes foram inseridos utilizando uma técnica de encaixe por pressão e uma técnica subdimensionada. Para medir a estabilidade primária do implante, foram marcados os torques de inserção e de remoção. Observaram que independente da técnica cirúrgica utilizada, ambos os tipos de implantes tiveram aumento nos valores de torque de inserção e remoção quando se utilizou o bloco semelhante a osso cortical. Nos modelos com apenas osso trabecular (sem camada cortical), ambos os tipos de implantes apresentaram valores estatisticamente maiores de torque de inserção com a técnica subdimensionada em comparação com a técnica de ajuste por pressão. Além disso, os implantes com superfícies rugosas apresentaram valores de torque de inserção e remoção

estatisticamente mais alta comparados com implantes usinados. Concluiu-se que a colocação de implantes com superfície rugosa em modelos ósseos sintéticos utilizando a técnica subdimensionada resultou em maior estabilidade do implante primário. Foi encontrada correlação entre a estabilidade primária e a espessura cortical.

Thomé *et al.* (2011) fizeram uma revisão de literatura objetivando aumentar os conhecimentos sobre o funcionamento mecânico da junção interna em implantes dentários do tipo cone Morse. Descreveram que quando se colocou uma força axial sobre o parafuso do pilar protético ocorreu uma diminuição da pré-carga nas roscas do parafuso, aumentando o embricamento entre os componentes da interface cônica. Vários trabalhos afirmam que o efeito Morse pode ser aumentado com o tempo, resultando em estabilidade e o ideal funcionamento do sistema em longo prazo. Concluíram ao final da pesquisa, que a diminuição da pré-carga do parafuso do pilar protético após carregamento axial, observado em simulação computacional tridimensional, aumenta o embricamento na interface cônica do implante-pilar e que a proteção dada ao parafuso diante de forças axiais mastigatórias é responsável pela grande redução das problemáticas protéticas em reabilitações com implantes cone Morse.

Liaje *et al.* (2012) afirmaram que um dos pré-requisitos para a osseointegração é a estabilidade primária, determinada pelo grau de fixação mecânica do implante no osso. E depende da macroengenharia e da área de contato osso/implante, de fatores como a proporção entre osso cortical e esponjoso e a técnica cirúrgica. Como um resultado da remodelação óssea e da fixação biológica na interface osso / implante tem-se o processo de osseointegração, estabelecendo então a estabilidade secundária. Assim, a análise das mudanças na estabilidade dos implantes pode medir o grau de osseointegração. Fatores relacionados com a estabilidade dos implantes são qualidade e quantidade de osso, técnica cirúrgica e bioengenharia, os quais podem influenciar o tempo de ativação para cada situação individual.

Mazzo *et al.* (2012) avaliaram poliuretanas de diferentes densidades, utilizadas como ossos sintético para inserção de implantes, através de ensaios mecânicos de compressão e flexão. Ensaios mecânicos de compressão e flexão foram realizados em 120 corpos de prova de poliuretanas de 10 PCF (0,16 g/cm3), 15 PCF (0,24 g/cm3), 20 PCF (0,32 g/cm3) e 40 PCF (0,64 g/cm3), observaram que o ensaio de compressão mostrou que a poliuretana de 0,64 g/cm3 apresentou os maiores valores de força máxima, com diferença estatisticamente significante ($p<0,05$) dos demais grupos: 0,16 g/cm3 = 0,24 g/cm3 < 0,32 g/cm3< 0,64 g/cm3. No ensaio de flexão, analisaram 2 propriedades: 1- tensão na força máxima: as poliuretanas, apresentaram comportamento semelhante ao observado no ensaio de compressão; 2- deformação na tensão máxima: 0,64 g/cm3 apresentou os menores valores de deformação ($p<0,05$). Assim concluíram que a poliuretana de maior densidade é a mais indicada para ensaios mecânicos com implantes. Os corpos de prova de ossos artificiais da marca Sawbones-Pacific Research Laboratories Inc. - USA, são produzidos para ensaios de testes de torque por terem propriedades mecânicas semelhantes as do osso humano. São formados por espumas de poliuretano rígida e sólida com diferentes densidades e espessuras. A porção intermediária é formada semelhantemente ao osso esponjoso artificial, constituído de espuma de poliuretano rígido com diferentes densidades. É um material certificado pelas normas de especificação (ASTM F - 1839-08) da American Society for Testing and Materials. Devido sua uniformidade e consistência, é ideal para testes de inserção de parafusos na área médica, e frequentemente são utilizados em estudos que analisam estabilidade primária.

Lemos et al. (2014) através de uma revisão de literatura abordaram as diferentes geometrias dos implantes osseointegráveis existentes, estabelecendo respostas a fundamentar as reabilitações orais de acordo com as variações dos implantes existentes no mercado. Foi realizada uma busca detalhada nos periódicos (PubMed/Medline) e (Bireme), com os descritores: “dental implants cylinder”; “dental implantsthread”; “dental implants geometry”,

até maio de 2014. A busca resultou em um total de 798 artigos e, após análise dos títulos e resumos, selecionaram 18 (dezoito) artigos e complementaram com um 1 livro da área. Avaliaram a influência das diferentes geometrias dos implantes, procurando comparar as diferentes formas de geometrias e roscas. As variações dos diferentes tipos de roscas existentes apresentam influência para a dissipação das tensões. A geometria cilíndrica apresenta menor relevância na atualidade, apresentando piores dissipações de tensões e dificuldade na estabilidade inicial do implante, que pode ser favorecida pela associação de um tratamento de superfície. A geometria com roscas é a mais utilizada, no entanto, diferentes tipos de roscas podem influenciar em relação à distribuição de tensões para o tecido ósseo, sendo as roscas em V mais utilizadas devido à facilidade de instalação, e as quadradas mais indicadas para as regiões de tecido ósseo de baixa qualidade. Os implantes escalonados aliviam a região de tecido ósseo cortical, porém favorecem o aumento das tensões na região de ápice do implante, referente ao tecido ósseo trabecular. Assim, deveriam ser utilizados apenas em casos de indicações precisas, geralmente após exodontias. A altura e largura das roscas influenciam de maneira positiva na distribuição das tensões sobreo tecido ósseo. Os autores concluíram que os implantes rosqueáveis são os mais utilizados, devido as suas vantagens em relação à dissipação de tensões e estabilidade primária. Porém, como estas variam muito de uma marca comercial para outra, estudos de longevidade analisando implantes específicos deveriam ser formulados para dar mais subsídios de discussão sobre o tamanho das roscas dos implantes.

Toyoshima et al. (2015) sabendo que os implantes híbridos são pensados para oferecer boa estabilidade e contato osso-implante, realizaram um estudo objetivando avaliar a estabilidade primária de um implante híbrido em comparação com implantes cônicos e cilíndricos em um modelo não humano e comparar perfuração menor do que a perfuração padrão na obtenção da estabilidade primária. A crista ilíaca porcina foi usada para criar blocos

ósseos (aproximadamente 50 mm x 20 mm x 15 mm) vinte e um implantes Straumann® Bone Level (BL;Comprimento 10 mm, diâmetro 4,1 mm), 21 Straumann®Implantes Effect Tapered (TE, comprimento 10 mm, diâmetro4,1 mm) e 21 implantes Straumann® Standard Plus (SP, comprimento 10 mm, diâmetro 4,1 mm) foram utilizados neste estudo. De acordo com o protocolo de inserção do fabricante (Straumann Japão, Tóquio, Japão). Os implantes cilíndricos (Straumann® Standard Plus, SP) foram inseridos em blocos de crista ilíaca porcina de 15 mm de espessura usando o protocolo padrão de perfuração (osso corticomedular ou esponjoso) ou perfuração subdimensionada (apenas osso esponjoso) (n = 7). A estabilidade foi avaliada utilizando-se o torque de inserção máximo (MIT), o quociente de estabilidade do implante (ISQ) e estes push-out. Foi verificado que o MIT médio para BL e TE foi significativamente maior do que para SP ($p < 0,05$). Com a perfuração padrão em osso corticocanceloso, a ISQ média para TE foi significativamente maior do que para SP ($p < 0,05$). Os escores médios do teste MIT, ISQ e push-out para BL, TE e SP com perfuração padrão em osso corticocanceloso foram significativamente maiores do que aqueles com perfurações de tamanho inferior ou padrão em osso esponjoso ($p<0,05$). Concluiram então que o implante híbrido demonstrou estabilidade primária promissora em comparação com o implante cilíndrico. A estabilidade melhorada do implante híbrido foi especialmente evidente no osso esponjoso. A influência da camada cortical deve ser reconhecida ao selecionar os implantes para estabilidade primária.

Wang et al. (2015) através de um estudo investigaram o efeito do design do implante e da qualidade óssea no torque de inserção (IT), no quociente de estabilidade do implante (ISQ) e na energia de inserção (IE), monitorando a mudança contínua de IT e ISQ enquanto os implantes eram inseridos em blocos ósseos artificiais que simulavam osso de qualidade pobre ou pobre a médio. Foram utilizados, respectivamente, blocos de espuma de poliuretano (Sawbones) de 0,16 g / cm^3 e 0,32 g / cm^3 para simular o osso esponjoso de baixa densidade e

de baixa a média densidade. Além disso, alguns blocos de teste foram laminados com uma camada de poliuretano de 0,80 g / cm3 de 1 mm para simular o osso esponjoso com uma fina camada cortical. Quatro implantes diferentes (Nobel Biocare Mk III-3,75; Mk III-4,0; Mk IV-4,0 e Nobel Active-4,3) foram colocados nos diferentes blocos de teste de acordo com as instruções do fabricante. A IT e o ISQ foram registrados a cada 0,5 mm de comprimento inserido durante a inserção do implante, e IE foi calculada a partir da curva de binário. Os dados de pico IT (PIT), IT final (FIT), IE e ISQ final foram analisados estatisticamente. Observaram que todos os implantes apresentaram valores de ISQ crescentes quando o implante fora inserido mais profundamente. Em contraste com o ISQ, os implantes com desenhos diferentes mostraram padrões de curva IT dissimilar durante a inserção. Todos os implantes mostraram um aumento significativo no PIT, FIT, IE e ISQ quando a densidade do bloco de teste aumentou ou quando a camada laminada de 1 mm estava presente. Os implantes cônicos apresentaram valores de FIT ou PIT de mais de 40 Ncm para todos os blocos de teste laminados e para os blocos de ensaio não laminados de baixa a média densidade. Os implantes de parede paralela não exibiram valores PIT ou FIT de mais de 40 Ncm para todos os blocos de teste. Nobel Active-4.3 apresentou um FIT significativamente maior, mas um IE significativamente menor do que Mk IV-4.0. Foi então concluído que enquanto a existência de osso cortical ou desenhos de implantes afeta significativamente os perfis dinâmicos de TI durante a inserção do implante, ela não afeta o ISQ em uma extensão similar. Certos modelos de implantes são mais adequados do que outros, se for necessária alta IT no osso de má qualidade. A maneira pela qual IT, IE e ISQ representam a estabilidade primária do implante requer um estudo mais aprofundado.

Lozano et al. (2016) através de um estudo avaliaram a influência da macro-concepção do implante na estabilidade primária medida com análise de frequência de ressonância (RFA) e torque de inserção (IT). Utilizou-se um total de 47 implantes divididos

em dois grupos: Grupo de teste (TI): 22 implantes de forma cônica Mis® Seven (MIS®, Sistema de Implantes Médicos, Israel); Grupo de controle (CI): 25 implantes cilíndricos Astra® Osseospeed (Sistema de Implantes Astra Tech, Implantes Dentsply,Mölndal, Suécia). Todos os implantes foram inseridos dentro dos protocolos padrão dos fabricantes. A estabilidade primária do implante foi medida no momento da colocação do implante registrando os valores de torque de inserção, e valores de ISQ por meio de Osstell™ Mentor (Integração Diagnostic Ltd., Goteborg, Suécia). Observaram que na mandíbula, a média ISQ para implantes cônicos (TI) foi de 71,67 ± 5,16 e para implantes cilíndricos (CI) 57,15 ± 4,83 (p = 0,01). O torque médio de inserção foi de 46,67 ± 6,85 Ncm para TI e de 35,77 ± 6,72 Ncm para CI (p = 0,01). A média do ISQ foi de 67,2 ± 4,42 para os implantes cônicos e de 49,17 ± 15,30 para os implantes cilíndricos (p = 0,01). O torque de inserção médio para TI foi de 41,5 ± 6,26 Ncm e para CI 39,17 ± 6,34 Ncm (p> 0,05). Para implantes cônicos, não houve correlação entre o diâmetro do implante e a estabilidade primária. Mas para implantes cilíndricos houve uma correlação estatisticamente significativa entre o diâmetro do implante e a estabilidade primária. Dentro dos limites do presente estudo concluiu-se, que os implantes de forma cônica obtêm maior estabilidade primária medida através de ISQ e melhores valores de torque de inserção. Além disso, para implantes cilíndricos foi estabelecida uma correlação positiva entre o diâmetro do implante e a estabilidade primária.

Karl e Irastorza-Landa (2017) através de uma variedade de implantes de nível ósseo disponíveis no mercado compararam *in vitro* diferentes desenhos de implantes. Utilizaram um modelo de sanduíche de espuma de poliuretano com uma camada cortical intermediária, foi criado um modelo de suporte de extração padronizado. Os seguintes sistemas de implantes foram avaliados: OsseoSpeed EV (Astra), Straumann Bone Level Tapered (BLT) e Nobel Active (NA). Na avaliação da estabilidade do implante observou-se o torque de inserção do implante (IT) e quociente de estabilidade do implante (ISQ). Os três sistemas de implantes

foram comparados em uma análise estatística com base nos dois testes de amostra com o nível de significância estabelecido em $\alpha = 0,05$ e correção de Bonferroni para comparações múltiplas. A relação entre TI e ISQ foi avaliada utilizando o coeficiente de correlação de Pearson. Como resultado observaram que os valores de TI foram maiores para os implantes de NA, com média de 36,52 Ncm, significativamente superior à BLT ($P <0,001$) e Astra ($P <0,001$). Os valores de ISQ foram os mais elevados para NA, com uma média de 53,9, significativamente superior à do BLT ($P <0,001$), mas não para Astra ($P = 0,07$). O BLT mostrou ISQ significativamente mais baixo comparado com NA ($P <0,001$) e Astra ($P <0,001$). Em geral, as medições de TI e ISQ não se correlacionaram. Concluíram que o modelo de extração desenvolvido permitiu medidas consistentes dos parâmetros de estabilidade dos implantes em um nível clinicamente relevante. O design do implante parece desempenhar um papel relevante para alcançar a estabilidade primária em situações desafiadoras.

3. Proposição

Objetivo geral

Este trabalho se faz relevante à medida que objetiva avaliar, laboratorialmente o torque de inserção de implantes híbridos/cônicos (Grand Morse, Neodent, Brasil) em blocos de ossos sintéticos de diferentes densidades e com instrumentações prévias regulares e modificadas.

Objetivos específicos

- Avaliar o torque de inserção de implantes cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo I com sobreinstrumentação;
- Comparar o torque de inserção de implantes cilíndricos (com roscas cortantes) e cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo I com instrumentação regular e sobreinstrumentação;
- Avaliar o torque de inserção de implantes cônicos (com roscas híbridas) em osso do tipo IV com instrumentação regular e com subinstrumentação;

4. Materiais e Métodos

Este trabalho se caracteriza como um estudo laboratorial.

4.1 Análise Laboratorial

Foram avaliados os torques de inserção de implantes cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil), em ensaios laboratoriais realizados utilizando-se corpos-de-prova constituídos de diferentes implantes instalados com diferentes instrumentações prévias em bloco de osso sintético (90 mm x 20 mm x 40mm) composto de poliuretano sólido rígido (ASTM F- 1839-8) (Sawbones, Uashon Island, EUA).

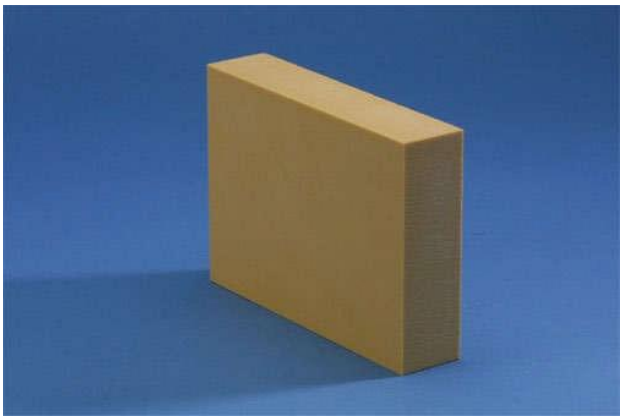

Figura 1 – Bloco de poliuretano (Sawbones, Uashon, Island, EUA).

A amostra do presente estudo constou de 50 implantes, igualmente divididos em 5 grupos (Grupos teste e controle) experimentais:

- Grupo I (Grupo teste) – Implantes híbridos/cônicos (Helix, Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,75 mm x 13 mm instalados em bloco de osso de alta densidade com sobreinstrumentação (n=10);
- Grupo II (Grupo controle) – Implantes cortantes/cilíndricos (Titamax cortical, Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,75 mm x 13 mm instalados em bloco de osso de alta densidade com instrumentação regular (n=10);
- Grupo III (Grupo teste) – Implantes híbridos/cônicos (Helix, Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso de baixa densidade com subinstrumentação (n=10);
- Grupo IV (Grupo teste) – Implantes híbridos/cônicos (Helix, Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso de baixa densidade com instrumentação regular (n=10);
- Grupo V (Grupo controle) – Implantes compactantes/cônicos (Drive, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso de baixa densidade com instrumentação regular (n=10);

Figura 2 – Imagens ilustrativas dos implantes utilizados (da esquerda para a direita, Helix GM 3,75 mm x 13 mm; Helix GM 4,3 mm x 13 mm; Drive GM 4,3 mm x 13 mm; Titamax GM 3,75 mm x 13 mm).

Todos os implantes instalados foram com 3,75 e 4,3 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, a um torque de instalação limitado a 80 Ncm. Foram utilizados 2 diâmetros de

implantes diferentes, haja vista a inexistência de implantes cilíndricos/cortantes (Titamax cortical GM, Neodent, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 4.3mm.

Os dados observados foram o comprimento do implante exposto após atingir o torque de 32 Ncm e o torque final.

A densidade do bloco de poliuretano utilizado seguiu as recomendações do fabricante dos implantes (Neodent, Brasil). Para representar um bloco ósseo de alta densidade, foi utilizado um bloco sintético de 40 pcf e, para de baixa densidade, um bloco de 10 pcf. As propriedades mecânicas dos blocos estão resumidas na tabela 1.

Tabela 1 - Valores de densidade, compressão e tensão do osso artificial (Sawbones, Uashon Island EUA)

Densidade		Carga de Compressão		Carga de Tração		Carga de Cisalhamento	
		Resistência	Módulo de Elasticidade	Resistência	Módulo de Elasticidade	Resistência	Módulo de Elasticidade
Pcf	g/cc	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
10	0,16	2.2	58	2,1	86	1,6	19
40	0,64	31	759	19	1000	11	130

As sequências de brocas utilizadas para a instalação dos implantes, resumidas nas tabelas 2 e 3, seguiram as recomendações do fabricante, e com perfuração realizada o mesmo comprimento do implante.

Tabela 2 - Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes híbridos/cônicos e compactantes/cônicos (Helix e Drive Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil).
"*" Brocas utilizadas em todos os grupos;
"**" Broca utilizada no grupo do implante Helix 4.3 em grupo com subinstrumentação;
"***"Broca utilizada no grupo do implante Helix 4.3 em grupo com instrumentação regular.

Ø Implante	Tipo de Osso	Lança	2.0	Cônica 3.5	Cônica 3.75	Piloto 3.75	Cônica Contour 3.75	Cônica 4.3
HELIX 3.75	Alta densidade	*	*	*		*	*	
HELIX 4.3	Baixa densidade	*	*	*	**			***
DRIVE 4.3	Baixa densidade	*	*	*				*

.

Figura 3 – Brocas utilizadas no Sistema de Implantes Hélix Grand Morse (GM), (Neodent, Curitiba, Brasil).

Tabela 3 - Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes cortantes/cilindricos (Titamax Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil).

Ø Implante	Tipo de Osso	Lança	Helicoidal 2.0	Piloto 2/3	Helicoidal 3.0	Piloto 3/3.75
TITAMAX 3.75	Alta Densidade	*	*	*	*	*

As perfurações dos corpos de prova foram realizadas com velocidade de 800 RPM. Os implantes foram instalados com velocidade de 30 RPM pela Máquina Multifulcional Torcional (Neodent, Brasil), desenvolvida para padronizar a orientação da perfuração de todas as brocas seguindo a mesma centralização, bem como a inserção dos implantes. Os torques de instalação foram tomados como variável resposta.

Figura 4 – Máquina multifuncional torcinal (Neodent, Curitiba, Brasil).

5. Artigos Científicos

Artigo 1

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants (ISSN 2447-6706).

Análise in vitro do torque de inserção de implantes cônicos híbridos com diferentes tipos de instrumentações.

Sandro Pires[*], Geninho Thomé[**], Larissa Carvalho Trojan [***]

[*]Especialista em implantodontia pela UFF – Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil e Mestrando em implantodontia pelo ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Paraná, Brasil

[**]Doutor em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic, São Paulo, Brasil, Professor do curso de mestrado do ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Paraná, Brasil

[***]Mestre e Doutora em Engenharia de Estruturas/Biomecânica pela (UFMG) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Autor Correspondente:

Sandro Pires
Estrada do cacuia, 661 grupo 220 – Rio de Janeiro,
RJ – Brasil.
Cep: 21921-000
sandropires01@hotmail.com

Resumo

Objetivos: avaliar, laboratorialmente o torque de inserção de implantes híbrios/ cônicos, compactantes/cônicos e cortantes/cilíndricos em blocos de ossos sintéticos de diferentes densidades e com instrumentações prévias regulares e modificadas. **Materiais e métodos:** 50 implantes cone Morse, todos com 13 mm de comprimento foram divididos em 5 grupos: Grupo 1 – 10 Implantes híbridos/cônicos (Helix Grand Morse), de 3,75 mm de plataforma, instalados em bloco ósseo sintético de alta densidade com sobreinstrumentação; Grupo 2 – 10 Implantes cortantes/cilíndricos (Titamax Cortical), de 3,75 mm de plataforma, instalados em bloco ósseo sintético de alta densidade com instrumentação regular; Grupo 3 – 10 Implantes híbridos/cônicos (Helix) de 4,3 mm de plataforma, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com subinstrumentação; Grupo 4 – 10 Implantes híbridos/cônicos (Helix) de 4,3 mm de plataforma, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com instrumentação regular; Grupo 5 – 10 Implantes compactantes/cônicos (Drive) de 4,3 mm de plataforma, instalados em bloco ósseo sintético de baixa densidade com instrumentação regular. Todos os implantes foram inseridos equicrestalmente e a estabilidade primária foi determinada pelo torque de inserção no momento da instalação. **Resultados:** Os resultados estatísticos descreveram que na comparação híbridos/cônicos e cortantes/cilíndricos houve diferença significativa em relação a variável 1 (V1) - exposição do implante com 32 Ncm - mas não houve diferença significativa em relação a variável 2 (V2): Torque final, quando instalados em osso tipo I. No Grupo III, híbridos/cônicos, em relação ao Grupo V, compactantes/cônicos, não houve diferença significativa em relação a ambas as variáveis, em osso de baixa densidade. Quando comparada aos diferentes preparos do leito ósseo para os implantes híbridos/cônicos (Grupo 3 e 4), houve diferença significativa em relação a variável 1 e 2, com maiores valores para o grupo com subinstrumentação. Todos os implantes utilizados nos testes obtiveram torque final acima dos 32 Ncm. **Conclusão:** Concluiu-se que a alteração de técnica de preparo do leito ósseo influenciou o torque final de implantes híbridos, alcançando valores adequados biologicamente e que favorecem à prática da carga imediata.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Torque; Carga Imediata em Implante Dentário.

Abstract

Objectives: To evaluate the insertion torque of Hybrids/conical, compacting/tapered and cutting/cylindrical implants in blocks of synthetic bones of different densities and with regular and modified anterior instrumentation. **Methods:** 50 Cone morse implants, all 13mm long were divided into 5 groups: Group 1 - 10 hybrids / conical implants (Helix), 3.75 mm platform, placed in a high density synthetic bone block with oversized instrumentation; Group 2 - 10 Cutting / cylindrical implants (Titamax Cortical), 3.75 mm platform, placed in a high density synthetic bone block with regular instrumentation; Group 3 - 10 hybrids / conical implants (Helix) of 4.3 mm platform, placed in a low density synthetic bone block with undersized instrumentation; Group 4 - 10 hybrids / tapered implants (Helix) of 4.3 mm platform, placed in a low density synthetic bone block with regular instrumentation; Group 5 - 10 Compacting / tapered implants (Drive) of 4.3 mm platform, placed in a low density synthetic bone block with regular instrumentation. All implants were placed equi-rectally and the primary stability was determined by the insertion torque at the time of installation. **Results:** Statistical results showed that in the comparison between hybrid/conical and tapered/cylindrical there was a significant difference in relation to variable 1 (V1) - implant exposure with 32 Ncm - but there was no significant difference in relation to variable 2 (V2) - final torque -, when placed in type I bone. In Group III, hybrids/conical, in relation to Group V, compactors/conical, there was no significant difference in relation to both variables, in low density bone. When comparing different bone bed preparations for hybrid/conical implants (Group 3 and 4), there was a significant difference in relation to variable 1 and 2, with higher values for the group with subinstrumentation. All implants used in the tests obtained final torque above 32 Ncm. **Conclusion:** It was concluded that the bone bed preparation technique has influenced the final torque of the hybrid implants, reaching biological values and favoring the immediate loading practice.

Key Words: Dental implants; Torque; Immediate loading in Dental Implants.

Introdução

O sucesso do tratamento com implantes dentários está fortemente relacionado com a osseointegração, definida como uma aposição íntima de osso neoformado e reformado não havendo interposição de tecido conjuntivo ou fibroso. É uma conexão estrutural e funcional direta entre o osso organizado vivo e a superfície do implante submetido a carga.

A deposição de tecido ósseo na superfície dos implantes é fortemente dependente das interações entre células e a superfície de titânio dos implantes e está relacionada com os fenômenos da estabilidade primária ou mecânica e a estabilidade secundária ou biológica[1,2].

A estabilidade primária determina a resistência mecânica do implante no momento de sua instalação, é um fator mecânico estabelecido pelo contato que ocorre entre as roscas do implante com o tecido ósseo de maneira imediata[3]. É um importante parâmetro de prognóstico para o sucesso da osseointegração. É dependente de vários fatores, como a qualidade e a quantidade óssea da região, a macrogeometria do implante, fresagem e a técnica cirúrgica empregada[4,5].

A estabilidade secundária diz respeito à capacidade de um implante em se manter estável após a deposição e regeneração do tecido vivo peri-implantar[6]. O estabelecimento desta depende de fatores como a estabilidade primária, a fisiologia local e o tipo de superfície[7].

Buscando aumentar a taxa de sucesso dos tratamentos, diversas pesquisas têm se preocupado em mensurar a estabilidade primária com ensaios biomecânicos. Baseado neste fato, estudos têm se destacado em avaliar a macrogeometria dos implantes e sua capacidade em interferir no processo cicatricial[8,9,10]. Diante da importância desse conhecimento e da evolução dos implantes dentais, nesse sentido, o objetivo deste estudo é observar o comportamento do implante híbrido: (I) Avaliando o torque de inserção de implantes cone

Morse híbridos/cônicos em osso sintético de densidade elevada (tipo I) com sobreinstrumentação; (II) Avaliando o torque de inserção de implantes cone Morse híbridos/cônicos em osso sintético de baixa densidade (tipo IV) com subinstrumentação e com instrumentação regular.

Proposição

Este trabalho se faz relevante à medida que objetiva observar o comportamento do implante híbrido, avaliando laboratorialmente, o torque de inserção de implantes cone Morse híbridos/cônicos em blocos de ossos sintéticos de diferentes densidades (tipos I e IV), e com instrumentações prévias regulares e modificadas (sobreinstrumentação e subinstrumentação).

Materiais e métodos

Foram avaliados os torques de inserção de implantes cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil), em ensaios laboratoriais realizados utilizando-se corpos-de-prova constituídos de diferentes implantes instalados com diferentes instrumentações prévias em bloco de osso sintético (90 mm x 20 mm x 40mm) composto de poliuretano sólido rígido (ASTM F- 1839-08) (Sawbones, Uashon Island, EUA).

A amostra do presente estudo constou de 50 implantes, igualmente divididos em cinco grupos (Grupos teste e controle) experimentais (Figura 1):

- Grupo 1 (Grupo teste) – Implantes Cone Morse híbridos/cônicos (Helix Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,75 mm x 13 mm instalados em bloco de osso alta densidade com sobreinstrumentação (n=10);
- Grupo 2 (Grupo controle) – Implantes cone Morse cortantes/cilíndricos (Titamax Cortical Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,75 mm x 13 mm instalados em bloco de osso alta densidade com instrumentação regular (n=10);

- Grupo 3 (Grupo teste) – Implantes cone Morse híbridos/cônicos (Helix Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso baixa densidade com subinstrumentação (n=10);
- Grupo 4 (Grupo teste) – Implantes cone Morse híbridos/cônicos (Helix Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso baixa densidade com instrumentação regular (n=10);
- Grupo 5 (Grupo controle) – Implantes cone Morse compactantes/cônicos (Drive Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 4,3 mm x 13 mm instalados em bloco de osso baixa densidade com instrumentação regular (n=10);

Figura 1 – Imagens ilustrativas dos implantes utilizados (Da esquerda para a direita, Helix GM 3,75 mm x 13 mm; Helix GM 4,3 mm x 13 mm; Drive GM 4,3 mm x 13 mm; Titamax GM 3,75 mm x 13 mm).

Todos os implantes instalados apresentavam 3,75 mm e 4,3 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Foram utilizados 2 diâmetros de implantes diferentes, haja vista a inexistência de implantes cilíndricos/cortantes (Titamax cortical GM, Neodent, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 4.3mm. A densidade do bloco de poliuretano utilizado seguiu as recomendações do fabricante dos implantes (Neodent, Brasil). Para representar um bloco ósseo de alta densidade, foi utilizado um bloco sintético de 40 pcf e, para de baixa densidade, um bloco de 10 pcf. As propriedades mecânicas dos blocos estão resumidas na tabela 1.

Densidade		Carga de Compressão		Carga de Tração		Carga de Cisalhamento	
		Resistência	Módulo de Elasticidade	Resistência	Módulo de Elasticidade	Resistência	Módulo de Elasticidade
Pcf	g/cc	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
10	0.16	2.2	58	2.1	86	1.6	19
40	0.64	31	759	19	1000	11	130

Tabela 1 - Valores de densidade, compressão e tensão do osso artificial (Sawbones, Uashon Island EUA).

As sequências de brocas utilizadas para a instalação dos implantes, resumidas na Tabela 2 e 3, seguiu as recomendações do fabricante e com perfuração realizada no mesmo comprimento do implante.

Ø Implante	Tipo de Osso	Lança	2.0	Cônica 3.5	Cônica 3.75	Piloto 3.75	Cônica Contour 3.75	Cônica 4.3
HELIX 3.75	Alta densidade	*	*	*		*	*	
HELIX 4.3	Baixa densidade	*	*	*	**			***
DRIVE 4.3	Baixa densidade	*	*	*				*

"*" Brocas utilizadas em todos os grupos;
"**" Broca utilizada no grupo do implante Helix 4.3 em grupo com sub instrumentação;
"***"Broca utilizada no grupo do implante Helix 4.3 em grupo com instrumentação regular.

Tabela 2 - Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes híbridos/cônicos e compactantes/cônicos (Helix e Drive Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil).

Figura 2 – Brocas utilizadas no Sistema de Implantes Hélix Grand Morse (GM), (Neodent, Curitiba, Brasil).

Ø Implante	Tipo de Osso	Lança	Helicoidal 2.0	Piloto 2/3	Helicoidal 3.0	Piloto 3/3.75
TITAMAX 3.75	Alta densidade	*	*	*	*	*

Tabela 3- Sequência de brocas utilizadas para instalação de implantes cortantes/cilindrícos (Titamax Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil).

As perfurações dos corpos de prova foram realizadas com velocidade de 800 RPM. Os implantes foram instalados com velocidade de 30 RPM pela Máquina Multifulcional Torcional (Neodent, Brasil), desenvolvida para padronizar a orientação da perfuração de todas as brocas seguindo a mesma centralização, bem como a inserção dos implantes. O torque de instalação foi tomado como variável de resposta.

Os dados observados foram o comprimento do implante exposto após atingir o torque de 32 Ncm (Variável 1) e torque final de instalação do implante para cada grupo (Variável 2).

Análise Estatística

Os resultados obtidos das análises em ambas as variáveis foram descritos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrão. Para a comparação de dois grupos em relação as duas variáveis foi considerado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Considerando-se que foram realizadas 4 comparações de grupos dois a dois, o nível de significância de 0,05 foi corrigido por Bonferroni. Sendo assim, valores de $p<0,007$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa IBM SPSS Statistics v.20.

Resultados

Foram comparados os 5 grupos, total de 50 implantes, para cada dois grupos analisados, testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais nos dois grupos sob comparação, versus a hipótese alternativa de que os resultados são diferentes. Rejeita-se hipótese nula (resultados são iguais nos dois grupos sob comparação) quando p<0,007. (Tabela 4).

	GRUPO 1		GRUPO 2		GRUPO 3		GRUPO 4		GRUPO 5	
	32 NCM (mm)	TORQ FINAL (Ncm)	32 NCM (mm)	TORQ FINAL (Ncm)	32 NCM (mm)	TORQ FINAL (Ncm)	32 NCM (mm)	TORQ FINAL (Ncm)	32 NCM (mm)	TORQ FINAL (Ncm)
IMPLANTE 1	2,00	55,52	3,56	61,33	3,16	60,34	0,00	32,00	2,35	60,10
IMPLANTE 2	2,05	57,30	3,95	62,67	2,42	59,70	0,00	32,00	2,52	58,34
IMPLANTE 3	1,88	59,44	4,01	62,40	2,37	60,14	0,05	32,00	2,74	60,38
IMPLANTE 4	1,87	58,66	3,84	60,34	2,78	61,28	0,07	32,00	2,30	60,39
IMPLANTE 5	2,08	60,74	3,80	61,54	3,07	60,51	0,00	32,00	2,60	60,56
IMPLANTE 6	2,25	61,58	3,77	60,85	2,54	60,45	0,00	32,00	2,53	60,75
IMPLANTE 7	1,91	61,87	3,46	60,19	2,72	58,38	0,00	32,00	2,48	60,10
IMPLANTE 8	2,17	58,72	3,84	59,76	3,00	59,54	0,00	32,00	2,44	60,49
IMPLANTE 9	1,50	61,15	3,57	60,03	2,83	57,12	0,06	32,00	2,63	60,06
IMPLANTE 10	1,73	61,07	3,30	59,98	2,52	59,79	0,44	32,00	2,79	60,78
Media	1,94	59,61	3,71	60,91	2,74	59,73	0,06	32,00	2,54	60,20
DP	0,22	2,07	0,23	1,04	0,28	1,19	0,14	0,00	0,16	0,70

Tabela 4 – resultado da comparação dos 5 grupos testados.

Nas tabelas e gráficos abaixo são apresentados os resultados obtidos.

* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM, Neodent, Brasil) e cilíndricos (Titamax Cortical GM, Neodent, Brasil) com diâmetros semelhantes e osso de alta densidade.

A figura 3, apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (1 e 2) e variável.

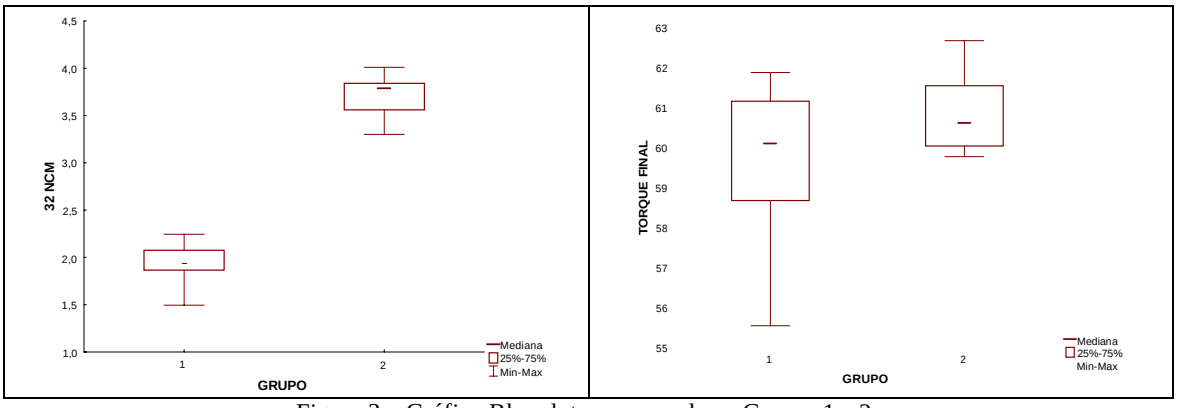

Figura 3 – Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 1 e 2.

O grupo 1, em que o implante cônico 3.75 mm x 13mm foi instalado com sobreinstrumentação, obteve em media 1,94 mm (± 0,22) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tabela 5). O implante cilíndrico, 3.75 mm x 13mm (Grupo 2) permaneceu com, em média, 3,71 mm (± 0,23) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença foi significativa. Porém, em relação ao torque de instalação não foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 6).

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
1	10	1,94	1,96	1,50	2,25	0,22	
2	10	3,71	3,79	3,30	4,01	0,23	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni).
Tabela 5 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 1 (Helix 3.75 mm x 13mm, com sobreinstrumentação) e 2 (Titamax 3.75 mm x 13 mm), instalados em osso de alta densidade.

Tabela 5 – Resultados do teste estatístico dos grupos 1 e 2, segundo a variável 1 (exposição com implante com 32 Ncm de torque de inserção).

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
1	10	59,6	60,1	55,5	61,9	2,1	
2	10	60,9	60,6	59,8	62,7	1,0	0,218

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni).
Tabela 6 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 1 (Helix 3.75 mm x 13mm, com sobreinstrumentação) e 2 (Titamax 3.75 mm x 13 mm), instalados em osso de alta densidade.
* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM e Drive GM, Neodent, Brasil)

com diâmetros semelhantes e osso de baixa densidade.

Tabela 6 – Resultados do teste estatístico dos grupos 1 e 2, segundo a variável 2 (torque final).

A figura 4 apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (3 e 5) e variável. Neste caso, o grupo 3, recebeu subinstrumentação no preparo do leito ósseo.

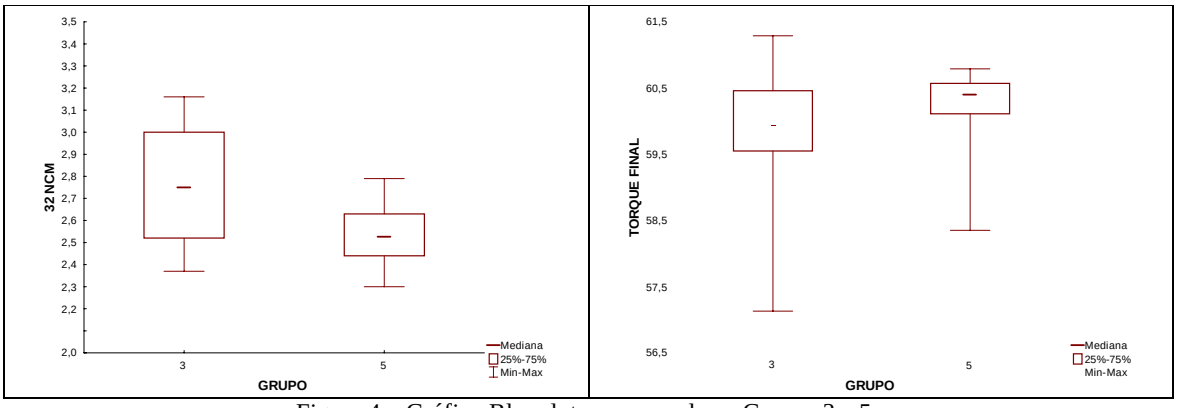

Figura 4 – Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 3 e 5.

O grupo 3, em que o implante cônico (Helix GM) 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (± 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tabela 7). O implante cônico (Drive GM) 4.3 mm x 13mm (Grupo 5), permaneceu com, em média, 2,54 mm (± 0,16) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença não foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também não foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 8).

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	2,74	2,75	2,37	3,16	0,28	
5	10	2,54	2,53	2,30	2,79	0,16	0,105

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

Tabela 7 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 5 (Drive 4.3 mm x 13 mm), instalados em osso de baixa densidade.

Tabela 7 – Resultados do teste estatístico dos grupos 3 e 5, segundo a variável 1 (exposição com implante com 32 Ncm de torque de inserção).

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	59,7	60,0	57,1	61,3	1,2	
5	10	60,2	60,4	58,3	60,8	0,7	0,280

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)
Tabela 8 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 5 (Drive 4.3 mm x 13 mm), instalados em osso de baixa densidade.
* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM, Neodent, Brasil) com diâmetros semelhantes, osso de baixa densidade, com diferentes técnicas de instrumentação.

Tabela 8 – Resultados do teste estatístico dos grupos 3 e 5, segundo a variável 2 (torque final).

A figura 5, apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (3 e 4) e variável. Os implantes utilizados em ambos os grupos foram do mesmo modelo e dimensões, porém o grupo 3 recebeu subinstrumentação no preparo do leito ósseo.

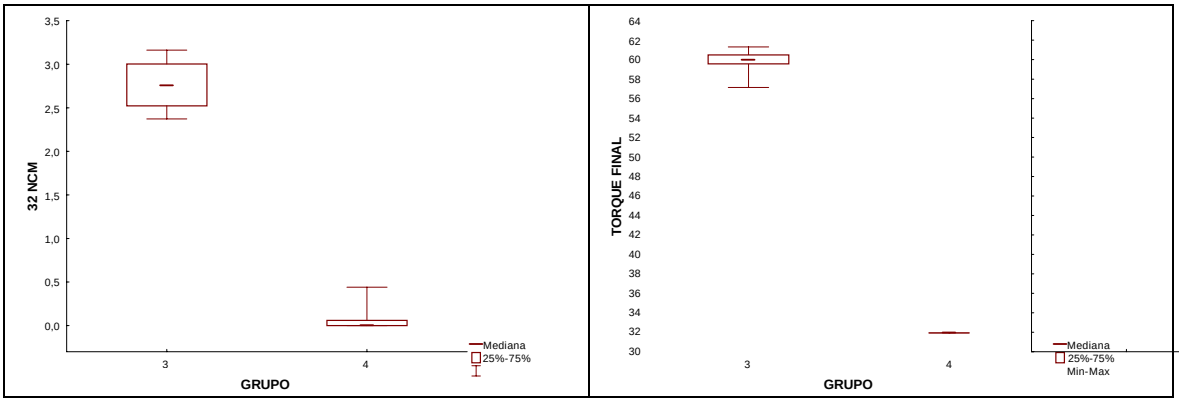

Figura 5 – Gráfico Box plot comparando os Grupos 3 e 4.

Como já mencionado anteriormente, o grupo 3, em que o implante cônico (Helix GM) 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (± 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm. Quando o mesmo implante sofreu instrumentação regular (Grupo 4), a exposição permaneceu com, em média, 0,06 mm (± 0,14) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque (Tabela 9). Esta diferença foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 10).

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	2,74	2,75	2,37	3,16	0,28	
4	10	0,06	0,00	0,00	0,44	0,14	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)
Tabela 9 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 4 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação), instalados em osso de baixa densidade.

Tabela 9 – Resultados do teste estatístico dos grupos 3 e 4, segundo a variável 1 (exposição com implante com 32 Ncm de torque de inserção).

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	59,7	60,0	57,1	61,3	1,2	
4	10	32,0	32,0	32,0	32,0	0,0	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)
Tabela 10 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 4 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação), instalados em osso de baixa densidade.

Tabela 10 – Resultados do teste estatístico dos grupos 3 e 4, segundo a variável 2 (torque final).

A figura 6, apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados nos grupos (3, 4 e 5), bem como a mediana para cada grupo e variável. Todos os implantes utilizados instalados nesses grupos foram em osso de baixa densidade, comprovando os resultados já descritos anteriormente.

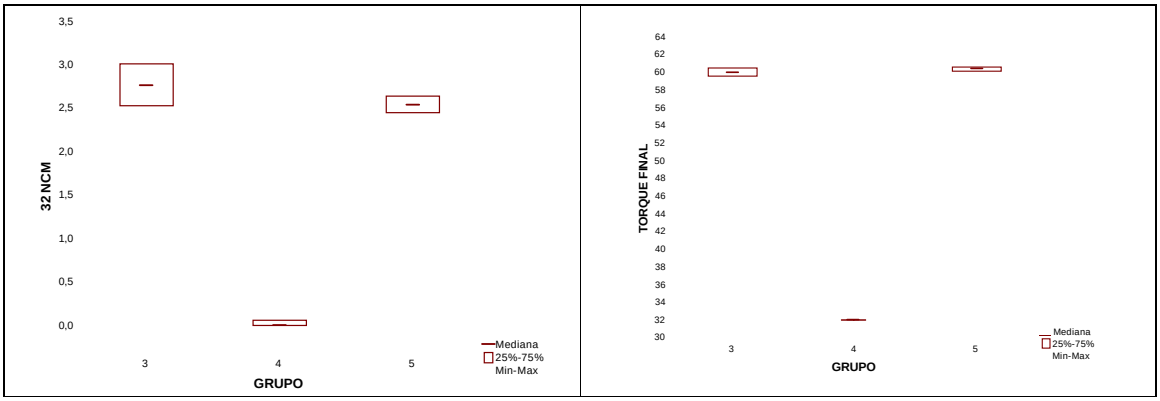

Figura 6 - Grupos 3 , 4 e 5 no mesmo gráfico.

Discussão

A estabilidade de um implante osseointegrável desempenha um papel fundamental no prognóstico de sucesso da osseointegração[12]. Essa estabilidade, definida como estabilidade primária é um fator mecânico estabelecido pelo contato das roscas dos implantes de maneira imediata com o tecido ósseo. Para alguns autores é característica fundamental que possibilita a formação e regeneração do osso sem distúrbios, permite a distribuição de maneira adequada da tensão da carga da função mastigatória sobre a interface osso/implante[4,13]. Assim, a análise das mudanças na estabilidade dos implantes pode medir o grau de osseointegração. Fatores relacionados com a estabilidade dos implantes são qualidade e quantidade de osso, técnica cirúrgica e bioengenharia, os quais podem influenciar o tempo de ativação destes para cada situação individual[14]. Dentro desta perspectiva, o presente estudo avaliou, laboratorialmente o torque de inserção de implantes híbridos/cônicos, compactantes/cônicos e cortantes/cilíndricos em blocos de ossos sintéticos de diferentes densidades e com instrumentações prévias regulares e modificadas em relação a duas variáveis: 1) Exposição do implante com 32 Ncm e; 2) Torque final. Para essas duas variáveis, os resultados obtidos no estudo apresentararam-se nos grupos da seguinte forma:

Todos os implantes híbridos instalados obtiveram torque final acima dos 32 Ncm, independente da densidade óssea e das sequências de brocas utilizadas, favorecendo dessa forma a prática do carregamento imediato, com implantes instalados e pacientes reabilitados funcional e esteticamente em um único estágio cirúrgico. O grupo 1, em que o implante híbrido/cônico 3.75 mm x 13mm foi instalado com sobreinstrumentação, obteve em media 1,94 mm de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tabela 5). O implante cilíndrico/cortante, 3.75 mm x 13mm (Grupo 2) permaneceu, em média, com 3,71 mm de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença foi significativa. Porém, em relação ao torque de instalação (torque final) não foi observado

diferença significativa entres os grupos (Tabela 6). Essa maior diferença no resultado relativo à variável 1, pode ser explicado pela macroengenharia do implante (conicidade dos implantes do grupo I). Porém com a adequanção da fresagem, a região do terço cervical compactante dos implantes híbridos não consegue exercer sua função compactante em toda sua plenitude, resultando em um torque final adequado similar ao implante já consagrado para o uso em osso de alta densidade. A broca cônica contorno utilizada para a sobrefresagem realiza um desgaste nas paredes do terço médio e cervical do bloco ósseo de alta densidade, aliviando em torno de 0.35mm, permitindo o ajuste do torque como já mecionado pela literatura que quanto maior o diametro da última fresa utilizada para preparar o sítio de inserção do implante, menor será o torque de inserção[15]. Além do fato que a geometria das câmaras helicoidais cortantes permitem o embricamento necessário do implante em osso de alta densidade, comprovada pelos resultados de média de torque final (Variável 2) muito próxima da alcançada com os implantes cilíndricos com câmaras cortantes em seus ápices e com instrumentação regular (Grupo 2).

Tais resultados reafirmam a importância da adequação da técnica de fresagem de acordo com a densidade óssea, corroborando com outros achados da literatura em que a força de associação entre o desenho do implante e a estabilidade inicial é menos relevante do que outros fatores, tais como profundidade de inserção e densidade do bloco[16]. A densidade óssea é considerada como o fator mais importante para fixação de um implante objetivando a estabilidade inicial e a ausência de movimento durante o estágio precoce de cicatrização cirúrgica[17,18].

O grupo 3, em que o implante híbrido/cônico Helix 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (± 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tab.7). O implante cônico/compactante Drive 4.3 mm x 13mm (Grupo 5), permaneceu, em média, com 2,54 mm (± 0,16) de implante acima do nível

ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença não foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também, não foi observado diferença significativa entres os grupos (Tab. 8). Isso ocorreu, pois o leito ósseo de baixa densidade subinstrumentado favoreceu a atuação das roscas compactantes progressivas dos terços médio-cervical da conexão cônica Helix, obtendo assim a mesma estabilidade de um modelo de implante compactante (Drive) já consagrado na literatura e que tem esta função em sítios ósseos de menor densidade. Relativo à conicidade, diversas pesquisas têm demonstrado que a estabilidade inicial do implante é aumentada por ela e por isso implantes cônicos em áreas de menor densidade são bem indicados[19,20,21].

Como já mencionado anteriormente, o grupo 3, em que o implante híbrido/cônico (Helix GM) 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (+ 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm. Quando o mesmo implante sofreu instrumentação regular (Grupo 4), a exposição permaneceu com, em média, 0,06 mm (+ 0,14) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque (Tabela 9). Esta diferença foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também, foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 10). Isso se deve por que o êxito na estabilidade primária consiste no preparo do leito ósseo ligeiramente menor que as dimensões estruturais do implante a ser instalado, e torques de inserção acima de 40 Ncm.. Assim o contato das paredes do implante maior com o leito cirúrgico menor, confeccionado no tecido ósseo, favorece na estabilidade necessária para o processo da osseointegração[17] então é sugerido que se faça uma substrumentação em ossos de baixa densidade para que sejam atingidos torques mais elevados.

Estudos sugerem que a colocação de implantes cônicos rugosos em modelos ósseos sintéticos utilizando a técnica da subinstrumentação resulta em uma maior estabilidade primária do implante. Além disso, encontraram correlação entre estabilidade primária e a

densidade óssea do modelo sintético, implicando que, no caso de um sítio com baixa densidade óssea, um implante com uma rugosidade superficial ótima, pode aumentar significativamente a estabilidade primária[22,23]. Assim recomendá-se a subinstrumentação em ossos de baixa densidade para a obtenção de melhores torques finais. Foi observado ainda que nos blocos de ossos sintéticos de baixa densidade em que foi utilizada a fresagem regular todos os valores de torques finais foram acima dos 32 Ncm favorencendo assim a prática do carregamento imediato[24].

A compreensão da biologia refente à osseointegração, aliada à destreza da técnica cirúrgica e um sistema de implantes confiável, que favoreça a obtenção da estabilidade primária em sítios ósseos de diferentes densidades, desempenha um papel relevante na previsibilidade do tratamento, na facilidade da prática cirúrgica, oportunizando o sucesso clinico, por isso mais estudos devem ser realizados para ratificar ou refutar as discussões aqui elucidadas.

Conclusão

De acordo com os resultados deste estudo a macroestrutura do implante, assim como a fresagem influenciaram no torque de inserção. Portanto, algumas considerações podem ser descritas:

1- Implantes híbridos quando sobreinstrumentados apresentaram torque adequado de instalação em osso de alta densidade;

2- Implantes híbridos quando sobreinstrumentados apresentaram comportamento semelhante a implantes cortantes quando instalados em osso de alta densidade;

3- Em osso de baixa densidade, a subinstrumentação promoveu aumento no torque final em implantes híbridos, atingindo torque semelhante à implantes de roscas compactantes.

4- A versatilidade do implante híbrido frente as várias densidades ósseas encontradas,

favorece à prática da carga imediata e proporciona ao cirurgião dentista a diminuição do número do desenho de implantes em sua prática profissional.

Agradecimentos

À Empresa Neodent por financiar a pesquisa descrita neste artigo e ao ILAPEO pela infraestrutura e oportunidade da prática do conhecimento científico. Os autores afirmam não haver conflitos de interesse relacionados a esse estudo.

Referências

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.

2. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Master Res. 1991;25(7):889-902.

3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49(6):843-8.

4. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.

5. Ekfeldt A, Christianson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failure in maxillae. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):462-7.

6. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Breardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and boné density. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(5):467- 471.

7. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. J Biomed Mater Res. 1998;40(1):1-11.

8. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de

superfície de implantes dentários. J ILAPEO. 2012;6(2): 65-74.

9. Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12(3):202-208.

10. Leonard G, Coelho P, Polyzois I, Stassen L, Claffey N. A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. Clin Oral Implants Res. 2009;20(3):232-239.

11. Marin C, Granato R, Suzuki M, Gil JN, Janal MN, Coelho PG. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2010;21(6):577-583.

12. Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. J Rehabil Res Dev. 2001;38(2):175-181.

13. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. Clin Oral Invest. 2007:11:257-265.

14. Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioglu B. Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(1):162-172.

15. Rocha FA, Elias CN. Influência da Técnica Cirúrgica e da Forma do Implante na Estabilidade Primária. Rev Odontol Bras Central 2010;18(48):26-29.

16. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. J Oral Implant. 2009:35(3):131-5.

17. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prostheses: The denture conversion technique. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62(9 Suppl 2):106-115.

18. Seong, W.J. et al. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. J Prosthet Dent, 2009;101(5):306-318.

19. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? Quintessence Int. 2017;48(3):219-224.

20. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N,Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2016 Mar 1;21 (2):214-221.

21. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during

implant placement in low or low- to medium-density bone. Int J Prosthodont. 2015 Jan-Feb;28(1):40-7.

22. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2009 Apr;20(4):327-332.

23. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2010 Feb;21(2):213-220.

24. 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.

6. Referências

1. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. J ILAPEO. 2012;6(2):65-74.

2. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.

3. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Master Res. 1991;25(7):889-902.

4. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. J Oral Implants. 2009:35(3):130-5.

5. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. J Biomed Mater Res. 1998;40(1):1-11.

6. Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12(3):202-8.

7. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. Biomech. 2000;33(3):279-288, 2000.

8. Ekfeldt A, Christianson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failure in maxillae. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):462-7.

9. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée 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(4):428-34.

10. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? Quintessence Int. 2017;48(3):219-224.

11. Lekholm U, Zarb GA. Pacient selection preparation in:Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.

12. Lemos CAA, Santiago Júnior JF, Cruz RS, Almeida DAF, Batista VES, Verri FR, et al. A importância da geometria dos implantespara o planejamento em reabilitação oral: revisão de literatura. Rev Odontol Araçatuba. 2014;35(1):22-8.

13. Leonard G, Coelho P, Polyzois I, Stassen L, Claffey N. A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. Clin Oral Implants Res. 2009;20(3):232-9.

14. Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioglu B. Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(1):162-72.

15. Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical boné thickness and root proximity at maxilar interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. Clin Anat. 2008;21(6):486-91.

16. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J,Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2016;21 (2):214-21.

17. Marin C, Granato R, Suzuki M, Gil JN, Janal MN, Coelho PG. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2010;21(6):577-83.

18. Mazzo CR, Reis AC, Zaniquelli O, Lepri CP, Oliscovicz NF. Avaliação das propriedades mecânicas de poliuretanas para sua utilização como substrato em ensaios de implantes odontológicos. Rev Odontol Bras Central. 2012;21(56):383-8.

19. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.

20. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prostheses: The denture conversion technique. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62(9 Suppl 2):106-15.

21. Misch, CE. Implantes dentais contemporâneos. 2. Ed. São Paulo: Santos, 2006.

22. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. Clin Oral Investig. 2007;11(3):257-65.

23. Rocha FA, Elias CN. Influência da técnica cirúrgica e da forma do implante na estabilidade primária. Rev Odontol Bras Central. 2010;18(48):26-9.

24. 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.

25. Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Kocc. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. J Prosthet Dent. 2009;101(5):306-18.

26. Schnitman PA,Wohrle PS, Rubenstein JE, Da Sival JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants.1997;12(4):495-503.

27. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49(6):843-8.

28. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2009 ;20(4):327-32.

29. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2010;21(2):213-20.

30. Thomé G, Golin AL, Castro CG, Salatti RC, Valgas L, Bernardes SR. Considerações mecânicas e a importância do uso de implantes Cone Morse para o sucesso em implantodontia. J ILAPEO. 2011;5(4):126-30.

31. Thomé G, Sartori IAM, Padonvan LEM. Carga imediata e implantesosseointegrados – possibilidades e técnicas. São Paulo: Santos, 2008.

32. Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary stability of a hybrid implant compared with tapered and cylindrical implants in an ex vivo model. Clin Implant Dent Relat Res.2015;17(5):950-6.

33. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Breardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and boné density. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(5):467- 71.

34. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. Int J Prosthodont. 2015;28(1):40-7.

35. Zysset PK, Guo XE, Hoffler CE, Moore KE, Goldstein SA. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. J Biomech.1999;32(10):1005-12.

7. Apêndice

Análise Estatística

Os resultados obtidos das análises em ambas as variáveis foram descritos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrão. Para a comparação de dois grupos em relação as duas variáveis foi considerado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Considerando-se que foram realizadas 7 comparações de grupos dois a dois, o nível de significância de 0,05 foi corrigido por Bonferroni. Sendo assim, valores de $p<0,007$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa IBM SPSS Statistics v.20.

Resultados

Foram comparados os 5 grupos, total de 50 implantes. Para cada dois grupos analisados, testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais nos dois grupos sob comparação, versus a hipótese alternativa de que os resultados são diferentes. Rejeita-se hipótese nula (resultados são iguais nos dois grupos sob comparação) quando $p<0,007$. (Tabela 4).

Tabela 4 - resultado comparação dos 5 grupos testados.

	GRUPO 1		GRUPO 2		GRUPO 3		GRUPO 4		GRUPO 5	
	32 NCM	TORQ FINAL	32 NCM	TORQ FINAL	32 NCM	TORQ FINAL	32 NCM	TORQ FINAL	32 NCM	TORQ FINAL
IMPLANTE 1	2,00	55,52	3,56	61,33	3,16	60,34	0,00	32,00	2,35	60,10
IMPLANTE 2	2,05	57,30	3,95	62,67	2,42	59,70	0,00	32,00	2,52	58,34
IMPLANTE 3	1,88	59,44	4,01	62,40	2,37	60,14	0,05	32,00	2,74	60,38
IMPLANTE 4	1,87	58,66	3,84	60,34	2,78	61,28	0,07	32,00	2,30	60,39
IMPLANTE 5	2,08	60,74	3,80	61,54	3,07	60,51	0,00	32,00	2,60	60,56
IMPLANTE 6	2,25	61,58	3,77	60,85	2,54	60,45	0,00	32,00	2,53	60,75
IMPLANTE 7	1,91	61,87	3,46	60,19	2,72	58,38	0,00	32,00	2,48	60,10
IMPLANTE 8	2,17	58,72	3,84	59,76	3,00	59,54	0,00	32,00	2,44	60,49
IMPLANTE 9	1,50	61,15	3,57	60,03	2,83	57,12	0,06	32,00	2,63	60,06
IMPLANTE 10	1,73	61,07	3,30	59,98	2,52	59,79	0,44	32,00	2,79	60,78
Media	1,94	59,61	3,71	60,91	2,74	59,73	0,06	32,00	2,54	60,20
DP	0,22	2,07	0,23	1,04	0,28	1,19	0,14	0,00	0,16	0,70

Nas tabelas e gráficos abaixo são apresentados os resultados obtidos.

* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM, Neodent, Brasil) e cilíndricos (Titamax Cortical GM, Neodent, Brasil) com diâmetros semelhantes e osso de alta densidade.

A figura 5, apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (1 e 2) e variável.

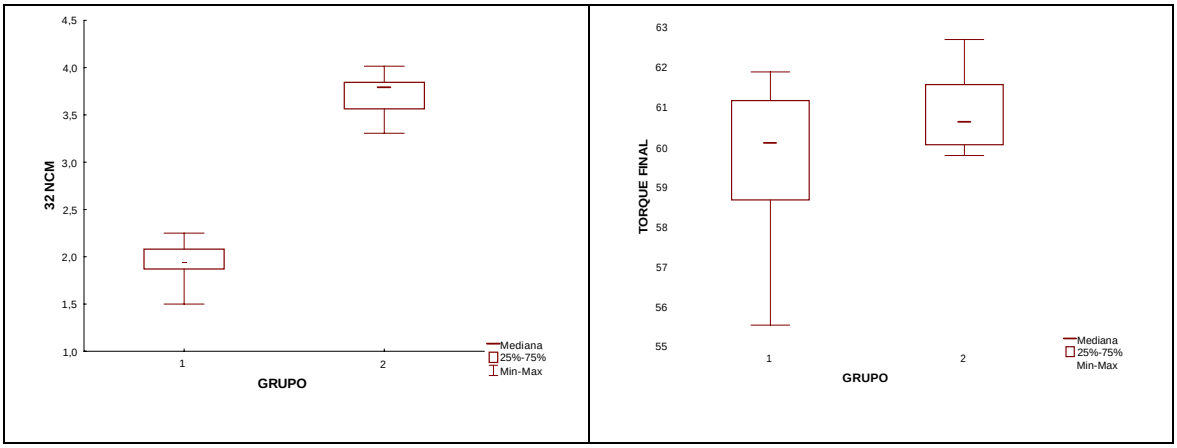

Figura 5 – Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 1 e 2.

O grupo 1, em que o implante cônico 3.75 mm x 13mm foi instalado com sobreinstrumentação, obteve em media 1,94 mm (± 0,22) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tabela 5). O implante cilíndrico, 3.75 mm x 13mm (Grupo 2) permaneceu com, em média, 3,71 mm (± 0,23) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença foi significativa. Porém, em relação ao torque de instalação não foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 6).

Tabela 5 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 1 (Helix 3.75 mm x 13mm, com sobreinstrumentação) e 2 (Titamax 3.75 mm x 13 mm), instalados em osso de alta densidade

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
1	10	1,94	1,96	1,50	2,25	0,22	
2	10	3,71	3,79	3,30	4,01	0,23	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

Tabela 6 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 1 (Helix 3.75 mm x 13mm, com sobreinstrumentação) e 2 (Titamax 3.75 mm x 13 mm), instalados em osso de alta densidade.

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
1	10	59,6	60,1	55,5	61,9	2,1	
2	10	60,9	60,6	59,8	62,7	1,0	0,218

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM e Drive GM, Neodent, Brasil) com diâmetros semelhantes e osso de baixa densidade.

A figura 6, apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (3 e 5) e variável. Neste caso, o grupo 3, recebeu subinstrumentação no preparo do leito ósseo.

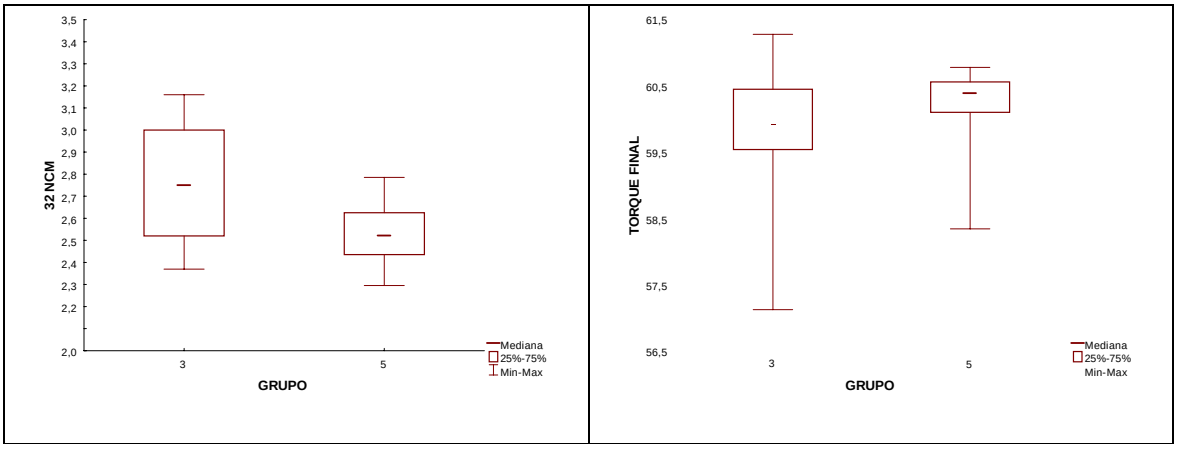

Figura 6 – Gráfico Bloxplot comparando os Grupos 3 e 5.

O grupo 3, em que o implante cônico (Helix GM) 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (± 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm (Tabela 7). O implante cônico (Drive GM) 4.3 mm x 13mm (Grupo 5), permaneceu com, em média, 2,54 mm (± 0,16) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque. Esta diferença não foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também, não foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 8).

Tabela 7 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 5 (Drive 4.3 mm x 13 mm), instalados em osso de baixa densidade.

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	2,74	2,75	2,37	3,16	0,28	
5	10	2,54	2,53	2,30	2,79	0,16	0,105

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

Tabela 8 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 5 (Drive 4.3 mm x 13 mm), instalados em osso de baixa densidade.

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	59,7	60,0	57,1	61,3	1,2	
5	10	60,2	60,4	58,3	60,8	0,7	0,280

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

* Comparação de comportamento de instalação de implantes cônicos (Helix GM, Neodent, Brasil) com diâmetros semelhantes, osso de baixa densidade, com diferentes técnicas de instrumentação.

A figura 7 apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados obtidos das 10 amostras de cada grupo, bem como a mediana para cada grupo (3 e 4) e variável. Os implantes utilizados em ambos os grupos foi do mesmo modelo e dimensões, porém o grupo 3 recebeu subinstrumentação no preparo do leito ósseo.

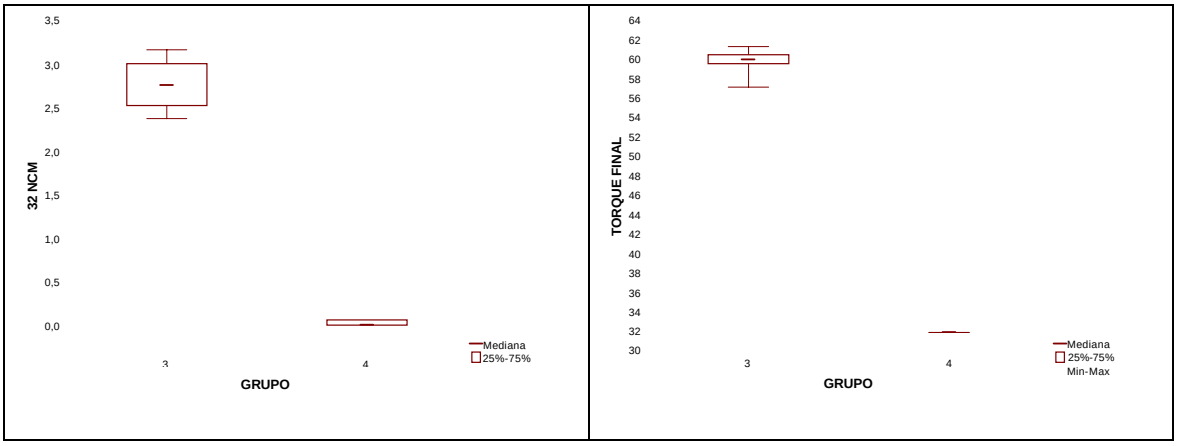

Figura 7 – Gráfico Box plot comparando os Grupos 3 e 4.

Como já mencionado anteriormente, o grupo 3, em que o implante cônico (Helix GM) 4.3 mm x 13mm foi instalado com subinstrumentação, obteve em média 2,74 mm (± 0,28) de implante acima do nível ósseo ao atingir o torque de 32 Ncm. Quando o mesmo implante sofreu instrumentação regular (Grupo 4), a exposição permaneceu com, em média, 0,06 mm

(+ 0,14) de implante acima do nível ósseo ao atingir o mesmo torque (Tabela 9). Esta diferença foi significativa. Em relação ao torque de instalação, também, foi observado diferença significativa entres os grupos (Tabela 10).

Tabela 9 – Tabela comparativa da quantidade de implante exposto (mm) ao torque de 32 Ncm dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 4 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação), instalados em osso de baixa densidade.

Grupo	Exposição do implante com 32 Ncm						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	2,74	2,75	2,37	3,16	0,28	
4	10	0,06	0,00	0,00	0,44	0,14	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

Tabela 10 – Tabela comparativa do torque final de instalação dos Grupos 3 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação) e 4 (Helix 4.3 mm x 13mm, com subinstrumentação), instalados em osso de baixa densidade.

Grupo	TORQUE FINAL						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
3	10	59,7	60,0	57,1	61,3	1,2	
4	10	32,0	32,0	32,0	32,0	0,0	<0,001

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, p<0,007 (corrigido por Bonferroni)

A figura 8 apresenta um gráfico do tipo box plot que podemos observar a distribuição dos dados nos grupos (3, 4 e 5), bem como a mediana para cada grupo e variável. Todos os implantes utilizados instalados nesses grupos foram em osso de baixa densidade, comprovando os resultados já descritos anteriormente.

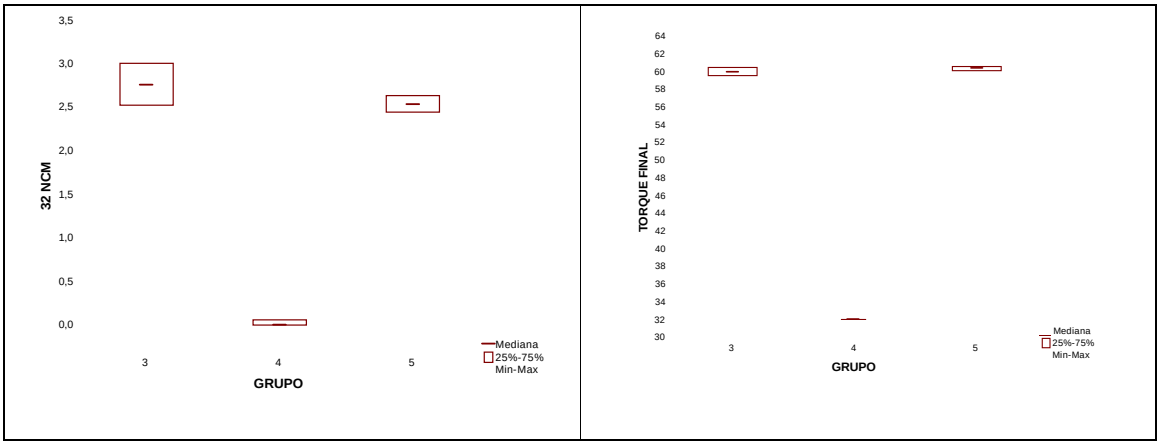

Figura 8 - Grupos 3 , 4 e 5 no mesmo gráfico.

7.3 Artigo Científico 2

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista ImplantNewsPerio Intenational Journal (ISSN 2447-7567).

Análise do comportamento peri-implantar de implantes Cônicos híbridos submetidos à carga imediata e reabilitados bimaxilarmente com próteses híbridas do tipo protocolo.

Analysis of the peri-implant behavior of hybrids conical implants submitted to immediate loading and bimaxilarly rehabilitated with protocol type hybrids prostheses.

Sandro Pires[*], Geninho Thomé[**], Larissa Carvalho Trojan [***]

[*]Especialista em implantodontia pela UFF – Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil e Mestrando em implantodontia pelo ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Paraná, Brasil

[**]Doutor em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic, São Paulo, Brasil, Professor do curso de mestrado do ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Paraná, Brasil

[***]Doutora em Biomecânica pela (UFMG) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil.

Autor correspondente:

Sandro Pires
Estrada do cacuia, 661 grupo 220 – Rio de Janeiro,
RJ – Brasil.
Cep: 21921-000
sandropires01@hotmail.com

Resumo

A reabilitação com implantes osseointegráveis apresenta altos índices de sucesso, impulsionando assim, a busca constante de novos protocolos cirúrgicos e protéticos a fim de reduzir o tempo de tratamento ao paciente. O conceito da carga imediata tem se mostrado previsível, bem-sucedido e muito aplicado na implantodontia. Vários protocolos têm sido relatados na literatura para a reabilitação de mandíbulas e maxilas edêntulas atróficas. Este trabalho objetiva relatar um caso clínico da reabilitação oral com implantes cone Morse cônicos instalados bimaxilarmente submetidos à carga imediata e reabilitados com próteses fixas hibridas do tipo protocolo em uma paciente com grandes necessidades estéticas e funcionais. Descreve e qualifica radiograficamente em 0 e 1 ano, o comportamento, o nível e a remodelação óssea peri-implantar ao redor destas fixações. Todos os implantes superiores e inferiores foram posicionados subcrestamente, sendo: arcada inferior - cinco implantes tipo cone Morse de geometria cônica com superfície de molhabilidade aumentada distribuídos da seguinte forma: 1 implante com rosca compactante (Alvim Acqua CM, Neodent, Curitiba, Brasil) 3.5x13mm e 4 implantes com roscas híbridas helicoidais (Helix Grand Morse Acqua, Neodent, Curitiba, Brasil) 4.3 x 13mm instalados na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais; arcada superior, 5 implantes com roscas híbridas helicoidais Helix Grand Morse (GM) acqua (Neodent, Curitiba, Brasil) todos com dimensões de 4.3x13mm instalados de maneira convencional sem a necessidade de reconstruções ósseas. **Resultados:** O caso apresenta acompanhamento clínico e radiográfico peri-implantar de até 01 ano após a cirurgia e foi observado a manutenção dos tecidos de suporte. **Conclusão:** A técnica da confecção da prótese híbrida do tipo protocolo aliada aos implantes com roscas híbridas helicoidais é uma alternativa viável para a obtenção da carga imediata, devido as vantagens mecânicas e biológicas da otimização do tempo cirúrgico decorrente de uma instrumentação reduzida.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Remodelação óssea; Carga Imediata em Implante Dentário.

Abstract

Rehabilitation with osseointegrable implants presents high success rates, thus impelling the constant search for new surgical and prosthetic protocols in order to reduce the time of treatment to the patient. The concept of immediate loading has been shown to be predictable, successful and very applied in implantology. Several protocols have been reported in the literature for the rehabilitation of atrophic edentulous jaws. This paper aims to report a clinical case of oral rehabilitation with tapered Morse taper implants installed bimaxillary submitted to immediate loading and rehabilitated with protocol - fixed hybrid prostheses in a patient with great aesthetic and functional needs. Describes and qualifies radiographically at 0 and 1 year, the behavior, level and peri-implant bone remodeling around these fixations. All upper and lower implants were positioned subcrosswise, with: lower arch - five Morse taper implants of conical geometry with increased wetting surface distributed as follows: 1 implant with compacting thread (Alvim Morse Cone Acqua, Neodent, Curitiba, Brazil) 3.5x13 mm and 4 implants with helical hybrid threads (Helix Grand Morse Acqua, Neodent, Curitiba, Brazil) 4.3 x 13 mm installed in the anterior region of the mandible, between the mental foramina; 5 implants with hybrid threads Helix Grand Morse (GM) acqua (Neodent, Curitiba, Brazil) all with dimensions of 4.3x13 mm installed in a conventional manner without the need for bone reconstruction. Results: The case presents peri-implant clinical and radiographic follow-up of up to 1 year after surgery and support tissue maintenance was observed. Conclusion: The technique of full arch step hybrid prosthesis with all the implants with helical hybrid threads is a viable alternative for obtaining the immediate load, due to the mechanical and biological advantages of the surgical time optimization due to a reduced instrumentation.

Keywords: Dental Implants; Bone remodeling; Immediate Charge in Dental Implant.

Introdução

Os grandes avanços tecnológicos dos últimos anos influenciaram significativamente na odontologia, em cada uma das suas especialidades, em especial a implantodontia/reabilitação oral viabilizando à pacientes com deforminades funcionais e estéticas, qualidade de vida. Implantes dentários, atualmente são considerados como tratamento de escolha, pois se mostram como uma alternativa segura e previsível com altas taxas de sucesso, para a reabilitação parcial e/ou total de indivíduos edêntulos [1-3]. Todavia são fortemente dependentes da osseointegração, definida como uma conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo e organizado e a superfície de um implante submetido à carga funcional[4]. É intimamemente relacionada com os eventos da estabilidade Primária e a estabilidade secundária[5]. A estabilidade Primária é determinada pelo grau de fixação mecânica do implante no osso e depende da macroengenharia, da área de contato osso/implante, de fatores como a proporção entre osso cortical e esponjoso e a técnica cirúrgica[6-9]. Uma adequada estabilidade primária é característica fundamental que possibilita a formação e cicatrização do osso sem distúrbios, permite a distribuição de maneira adequada do estresse da carga da função mastigatória sobre a interface tecido/implante[10]. Como um resultado da remodelação óssea e da fixação biológica na interface osso / implante tem-se o processo de osseointegração, estabelecendo assim a estabilidade secundária . A análise das mudanças na estabilidade dos implantes pode medir o grau de osseointegração[11]. Entretanto, a presença de rebordos alveolares com atrofia e qualidade óssea diminuída, como resultado de perdas dentárias ou por patológias sistêmicas, ainda é um grande desafio para o tratamento destes pacientes, pois inviabilizam a estabilidade dos implantes ou resultam em um prejuízo no tratamento, comprometendo a função e a estética [12].

Dentre as inovações tecnológicas empregadas na reabilitação com implantes osseointegráveis, destacam-se as características topográficas das superfícies dos implantes pela sua macroengenharia, e ainda, por meio dos diferentes métodos de tratamento de superfície dos implantes de titânio. Estas características micro e macroscópicas inflênciam nos mecanismos de adesão e produção de matriz orgânica calcificável na superfície dos implantes [13]. Buscar um melhor e maior contato osso/implante é uma forma de tornar o tratamento mais seguro, rápido e viável, otimizar a superfície do implante é um modo de influenciar diretamente a união osso/implante. Tem importância fundamental na resposta cicatricial do tecido ósseo, influenciando a velocidade e o grau da osseointegração[14].

Considerando os diversos tipos de Implantes dentários disponíveis para a prática clínica, o conhecimento das propriedades, indicações e a previsibilidade de cada dispositivo é fundamental para o sucesso da reabilitação. Neste contexto, este trabalho tem por objetivo apresentar 01 caso clínico/cirúrgico realizado nos Cursos de Pós-graduação em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) em que foram empregados implantes cônicos cone Morse com roscas híbridas helicoidais (Helix GM) e roscas compactantes (Alvin CM) em maxila e mandíbula relativamente atróficas mas em que essas atrofias não impediram a colocação destes de maneira convencional, ou seja, sem a necessidade de reconstruções ósseas específicas. Avaliou através de radiografias periapicais o padrão do desenvolvimento ósseo ao redor das fixações, os sucessos, insucessos e complicações.

.

Relato de caso clínico

Paciente com 47 anos de idade, gênero feminino, com edentulismo em ambas as arcadas, apresentou-se à clinica do curso de mestrado do ILAPEO (Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico) relatando como queixa principal o desconforto em relação as suas próteses totais removíveis inferior e superior no que concerne à instabilidade dessas e prejuízos funcionais e estéticos.

Realizada inicialmente a anamnese e exame clínico, observou-se uma acentuada reabsorção dos rebordos ósseos inferior e superior com uma relação ântero-posterior oclusal desfavorável (figura 5) e a inadequação das próteses totais mucossuportadas (figra 4) para a sua utilização, decorrente do acentuado desgaste das superficies oclusais dentárias. Preliminarmente solicitou-se exames radiográficos panorâmico (figura 1), telerradiografia de perfil (figura 2), e Tomografia computadorizada por feixe cônico (figura 3), além de exames laboratoriais como hemograma completo, dosagem de glicemia, testes de sangramento, creatinina e Hemoglobina glicada para a avaliação da condição sistêmica da paciente. Todos os exames apresentaram taxas dentro do padrão de normalidade, classificando o paciente para risco clínico-cirúrgico como ASA 1.

Após as observações clínicas e radiográficas e discussão das possibilidades, o plano de tratamento sugerido à paciente envolvia a reabilitação total das arcadas dentarias através de implantes osseintegrados. Com base no conceito da carga imediata e do assentamento passivo, próteses fixas implantorretidas híbridas do tipo protocolo foram planejadas.

Figura 1 – Radiográfia Panorâmica inicial

Figura 2 - Telerradiografia de perfil

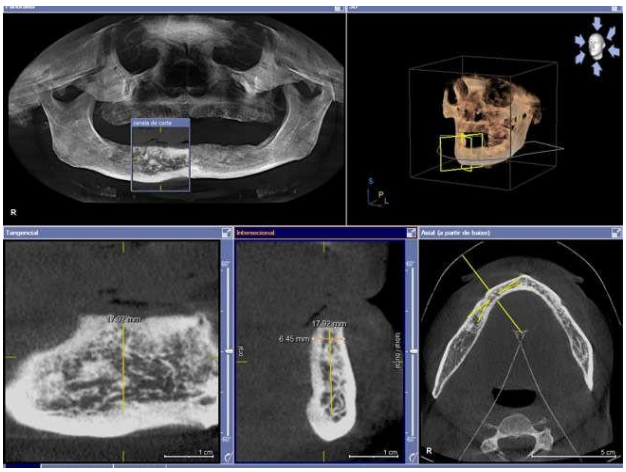

Figura 3 – Tomografia por feixe cônico

Figura 4 – fotos iniciais evidenciando a inadequação das próteses totais.

Figura 5 – Fotografias dos rebordos ósseos evidenciando a relação oclusal ântero-posterior.

Figura 6 – fotografias intrabucais evidenciando as atrofias dos rebordos ósseos

Procedimentos protéticos prévios

O preparo protético prévio iniciou-se com a moldagem anatômica do arco superior, utilizando técnica mista, com utilização de silicona de condensação pesada (Speedex, Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil) nas áreas de fibromucosa rígida e alivio nas regiões de fibromucosa resiliente com posterior refinamento das mesmas com alginato (Jeltrate, Dentsply, Petrópolis, Brasil), com o objetivo de cópia fiel dos tecidos, sem compressão. No arco inferior a mesma técnica foi adotada tendo o uso da silicona de condensação, também objetivando o afastamento dos tecidos para permitir, na região posterior lingual, a cópia fiel das estruturas anatômicas (Figura 7).

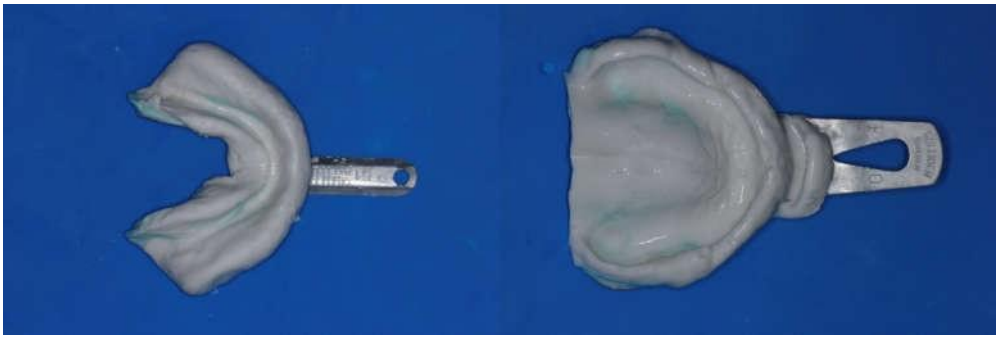

Figura 7 – Moldagens anatômicas

Após as Moldagens funcionais das arcadas superior e inferior com poliéter (Impregum, F,Espe), foram confeccionadas as bases de próteses com resina acrílica (Jet, clássico, Brasil) e os planos em cera. Estes foram ajustados seguindo os parâmetros estéticos e funcionais que regem a reabilitação oral. Após a realização dos ajustes necessários, os modelos inferior e superior foram transferidos para um articulador semiajustável com o auxilio de um arco facial (Figura 8). Com a participação conjunta do paciente, a seleção do tamanho e cor dos dentes foi realizada. Após as montagens, os dentes foram provados, avaliando-se os critérios relacionados à oclusão e estética (Figura 9). Em seguida as Montagens foram duplicadas para a obtenção dos guias multifuncionais. Mais uma vez, todo o conjunto foi provado no paciente.

Figura 8 – Arco facial

Figura 9 – Prova dos dentes evidenciando restabelicimento da dimensão vertical.

Procedimentos cirúrgicos

Arcada inferior

Os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob anestesia local infiltrativa. Após o rebatimento do retalho, foram realizadas osteotomias para a regularização do rebordo ósseo inferior, então cinco implantes cônicos tipo cone Morse com superficies de molhabilidade aumentada, sendo, um implante central Alvim CM acqua, com roscas compactantes 3,5 mm x 13 mm e quatro Helix Grand Morse (fig. 10) acqua, com roscas híbridas 4,3 mm x 13 mm (Neodent, Curitiba, Brasil), foram instalados na região entre os forames mentuais. Padronizou-se uma distância de 3,5 mm anterior a emergência do forame mentual para instalação das fixações mais distais. A distância mínima entre implantes, de centro a centro, foi de 7 mm, sendo estabelecida como protocolo [1]. Apartir da posição de fresagem mais distal, a instrumentação cirúrgica seguiu o protocolo no qual o alvéolo cirúrgico vai sendo gradativamente alargado. A instrumentação variou conforme a densidade óssea com objetivo

de se conseguir a estabilidade primária dos implantes. Em regiões de alta densidade óssea utilizou-se o dispositivo macho de rosca e a broca cônica contorno (faz um sobrecontorno aliviando as paredes ósseas em 0.35 mm referentes às roscas compactantes helicoidais do implante GM, contribuindo assim para a atuação do seu ápice cortante) para a instalação dos implantes Helix GM (figuras 11, 12, 13). Todos os implantes foram posicionados subcrestalmente (fig. 14) e angulados lingualmente a fim de compensar a relação oclusal ântero-posterior desfavorável da paciente. A verificação das inclinações dos implantes seguiu o guia multifuncional, levando em consideração o posicionamento dos dentes na montagem da prótese inferior e a anatomia óssea da região. A finalização das instalações foi realizada com auxílio de torquímetro manual (Neodent, Curitiba, Brasil) verificando a estabilidade primária alcançada. Exigiu-se da técnica, clinicamente, uma estabilidade primária, de no mínimo 32 Ncm, necessária para a realização da carga imediata[15-16]. Todos os implantes atingiram torques de inserção acima dos 60 Ncm, favorecendo assim o carregamento imediato.

Fig. 10 – imagem ilustrativa do Implante Helix GM
4,3 mm x 13 mm.

Fig.11 – Sequência de brocas recomendadas na fresagem cirúrgica para a instalação do sistema de Implantes Helix GM (Neodent, Curitiba, Brasil).

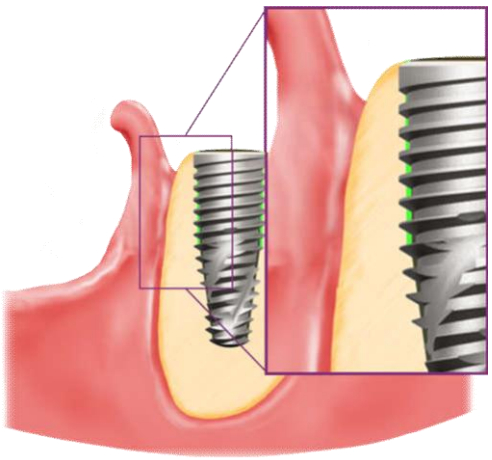

Fig. 12- Imagem ilustrativa evidenciando a área de atuação da broca contorno em regiões de alta densidade óssea.

Figura 13 – Imagens correspondendo a regularização do rebordo; perfuração inicial e utilização da broca contorno em osso de alta densidade.

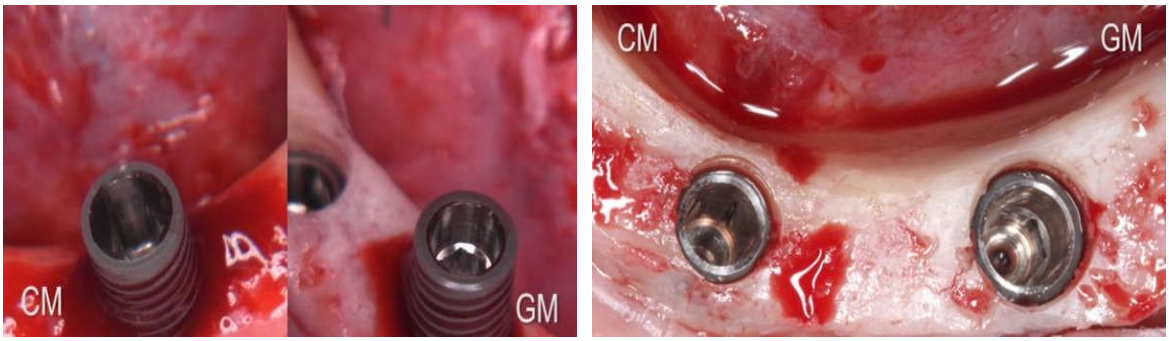

Figura 14 – Imagem correspondendo a inserção dos implantes Alvim CM (11,5^{o} na interface protética) e Helix GM. Observar o aumento do exágono e da interface protética para 16 graus no implante Helix GM, e o posicionamento subcrestal das respectivas fixações.

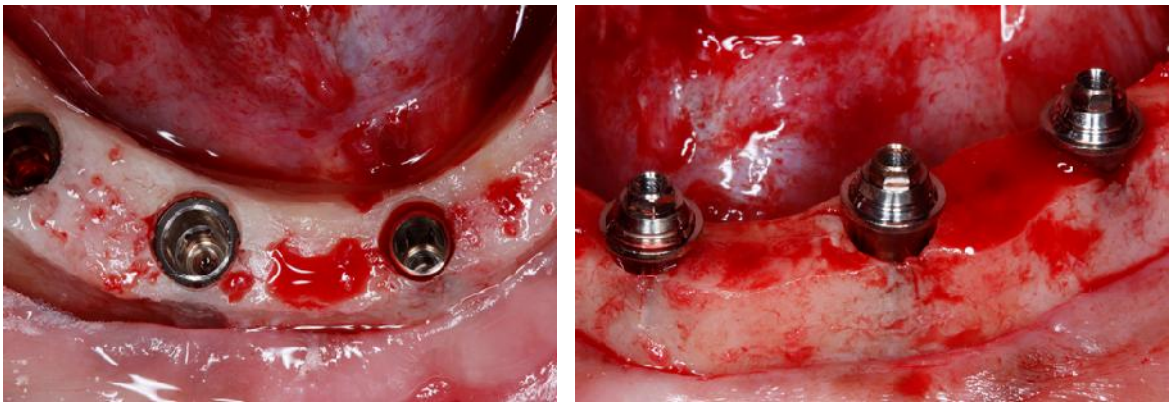

Figura 15 – O aumento da conicidade interna do implante Helix GM (16^{o}) proporciona um melhor contato pilar/implante; melhora captura e transporte dos implantes até o leito cirúrgico e contribui para o uso de pilares protéticos mais resistentes.

Arcada superior

Os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob anestesia local infiltrativa. Após o rebatimento do retalho, então cinco implantes cônicos cone Morse (CM) com superfícies de molhabilidade aumentada (Helix Grand Morse acqua, com roscas híbridas 4,3 mm x 13 mm, Neodent, Curitiba, Brasil) foram instalados na região da maxila. Padronizou-se a distância mínima entre implantes, de centro a centro, de 7 mm. A instrumentação variou conforme a densidade óssea com objetivo de se conseguir a estabilidade primária dos implantes. Após a demarcação das posições mais distais, os outros três implantes foram distribuídos igualmente entre eles (Fig. 16). Todos os implantes foram posicionados subcrestalmente e angulados para a região palatina a fim de compensar a relação oclusal ântero-posterior desfavorável do paciente (Fig.17). A verificação das inclinações dos implantes seguiu o guia multifuncional, levando em consideração o posicionamento dos dentes na montagem da prótese superior e a anatomia óssea da região. A finalização das instalações foi realizada com auxílio de torquímetro manual (Neodent, Curitiba, Brasil) verificando a estabilidade primária alcançada. Exigiu-se da técnica, clinicamente, uma estabilidade primária, de no mínimo 32 Ncm, necessária para a realização da carga imediata. Todos os implantes obtiveram torques de inserção acima dos 45 Ncm, favorecendo assim o carregamento imediato.

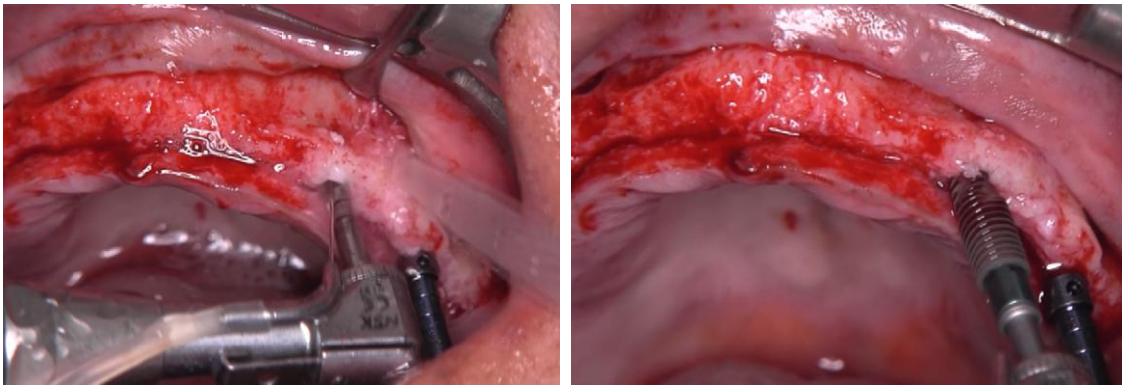

Figura 16 – Fresagem inicial e inserção do implante Helix GM respectivamente.

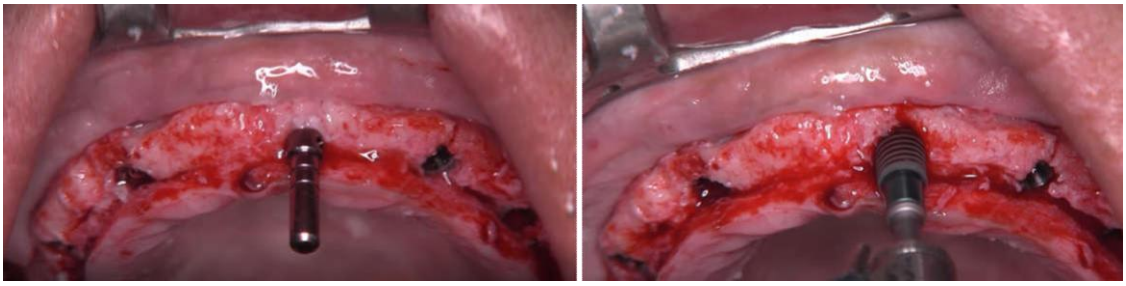

Figura 17 – Imagens correspondendo a colocação do pino de paralelismo evidenciando a inclinação da fresagem cirúrgica para a região palatina, e a inserção do implante Helix GM na região na referida região, respectivamente.

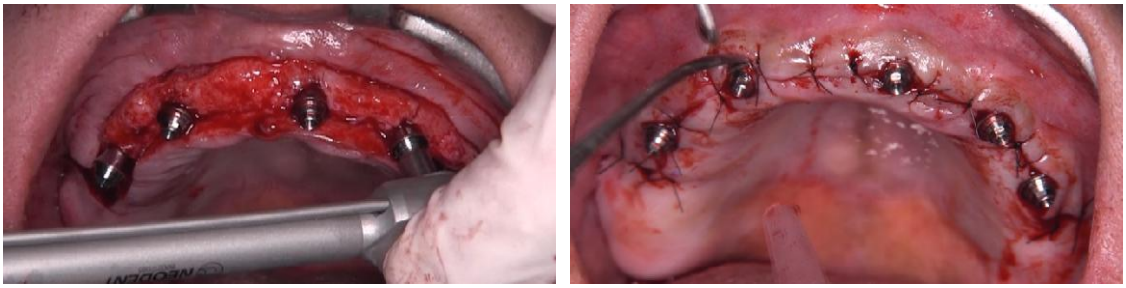

Figura 18 – Imagens correspondendo a colocação dos minipilares GM nos referidos implantes Helix GM..

Na seleção dos componenetes protéticos foram considerados fatores que respeitassem o tipo de prótese e as características dos tecidos circunjacentes [17]. Os intermediários superiores e inferiores foram selecionados ao nível gengival e o modelo foi mini-pilares cônicos GM para os implantes com roscas híbridas e mini-pilar cônico CM para o implante com rosca compactante, todos da mesma empresa (Neodent, Curitiba, Brasil), (Figuras 15 e 18). Após a aplicação do torque recomendado pelo fabricante (32 Ncm), sobre estes foram colocados os transferentes de moldeira aberta. As moldagens, superior e inferior, e o registro interoclusal foram registrados utilizando os guias multifuncionais previamente confeccionados. Nos transferentes parafusou-se os respectivos análogos dos components protéticos e o conjunto foi levado ao laboratório para a confecção de próteses híbridas do tipo

protocolo superior e inferir, por meio da técnica da cimentação passive [18]. Nessa técnica do cilindro cimentado, utiliza-se três cilindros diferentes de assentamento passivo: calcinável, latão (liga de cobre e zinco), e titânio, que tem o diâmetro menor do que o de latão porem com o mesmo tamanho da base e apresenta tratamento de superfície e sulcos horizontais para melhorar a retenção do cimento (Figura 19). Para o enceramento das infra-estruturas metálicas, o cilindro calcinável foi sobreposto sobre o cilindro de latão, e o conjunto parafusado sobre os análogos dos pilares protéticos dos implantes. Após fundição, jateamento com esfera de vidro e usinagem, as estruturas metálicas foram novamente parafusadas sobre os cilindros de latão nos modelos, e assim as montagens dos dentes, o enceramento, inclusão, polimerização, acabamento e polimento das próteses foram realizados. Para diminuir os ajustes no ato da instalação, foram efetuados ajustes oclusais em articulador. Na cimentação, os cilindros de latão foram substituídos pelos cilindros de titânio dimensionalmente menores, propiciando um alívio interno entre cilindro e estrutura metálica, sendo posteriormente preenchido com cimento resinoso (Panavia® Kuraray, Okayama – Japão). Os orifícios de entrada dos parafusos foram isolados com cera utilidade prevenindo que os excessos de cimento escoassem e os cubrissem. O cimento resinoso foi inserido no interior das barras e ao redor dos cilindros. Após remoção dos excessos, foi aplicado gel sobre a área de cimentação ao redor das interfaces cilindros/barra, para que ocorresse a polimerização química sob ausência de oxigênio. Depois da completa polimerização, as próteses foram removidas, limpas, para posterior instalação (Figuras 20).

Figura 19 – Imagens ilustrativas dos cilindros utizados na técnica da cimentação passiva, e a adaptação e cimentação do cilindro de titânio à barra metálica.

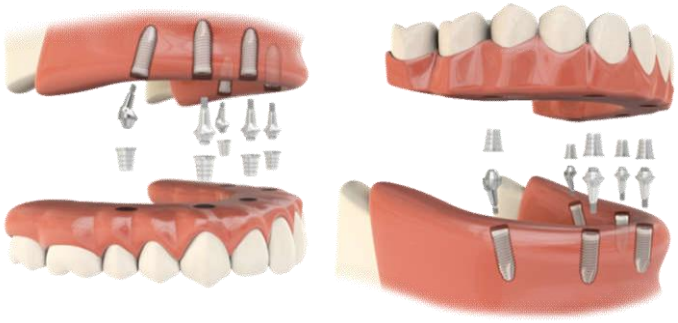

Figura 20 – Ilustração da técnica da cimentação passiva.

A instalação das próteses ocorreu após 48 horas. Uma vez aprovada a adaptação, todos os parafusos foram apertados, e o ajuste oclusal realizado. Foi estabelecida relação de oclusão cêntrica, ou seja, procurou-se estabelecer o maior número de contatos oclusais em coincidência com a posição de manipulação cêntrica (Figura 21). Além disso, foi realizada uma avaliação radiográfica (Fig. 22).

Figura 21 – Instalação das próteses híbridas em 48 horas após a cirúrgia. observar os contatos oclusais.

Figura 22 – Radiografia Panorâmica pós-cirúrgica

Os cuidados pós-operatórios consistiram em uso de compressa de gelo nas primeiras 48 horas, uma alimentação líquida/pastosa nos primeiros três dias, e realizar bochechos com clorexidina 0,12%. Um antibiótico (amoxicilina 500 mg, tres vezes por dia, durante sete dias)

e um anti-inflamatório (ibuprofeno, 600 mg, duas vezes por dia, durante três dias) foram prescritos. Após sete dias da realização da cirúrgia, as suturas foram removidas e a paciente foi orientada enfaticamente sobre os cuidados com a higiene bucal por meio de escovação e uso de fio dental com o auxílio do passa-fio. Nas consultas de manutenção, a paciente foi submetida a um protocolo de atendimento instituído no Ilapeo para controle e acompanhamento das reabilitações implantorretidas. Em todas as consultas foram observadas as condições das próteses em relação à integridade e limpeza, e os torques nos parafusos protéticos. Cada implante foi testado individualmente quanto a presença de dor e/ou mobilidade, assim como as condições dos tecidos moles peri-implantares. O comportamento ósseo peri-implantar (presença ou não de perda óssea) foi verificado por meio de radiografias periapicais. Todos os dados foram registrados em um formulário próprio do programa de acompanhamento do ILAPEO. O tempo de acompanhamento foi de 12 meses. Ao exame clínico e radiográfico não ocorreram complicações relacionadas aos implantes neste período.

Controle Radiográfico

Exame Radiográfico Intrabucal

Foram realizadas para fins de medidas, radiografias digitais intrabucais padronizadas obtidas em 01 mês após a cirurgia (T0), 4 meses (T1) e 12 meses (T2) (Figuras 23 e 24). Os pacientes foram radiografados com as próteses em posição, sempre no mesmo aparelho e com o mesmo operador, respeitando os critérios do fabricante. As imagens periapicais foram obtidas por meio de um aparelho de raios X intrabucal digital Spectro X (Dabi atlante, Ribeirão Preto – SP, Brasil) com 8 mA e 70 kVp, tempo de exposição de 0,30 segundos. Para captação da imagem foi utizado um sensor intrabucal Xios USB (CMOS-APS), da marca

Sirona (Bensheim, Germany), tamanho 1 (Superfície ativa de 20x30 mm). Foi utilizada a técnica do paralelismo em todas as tomadas radiográficas.

Análise das imagens digitais

As medidas lineares do lado mesial e distal dos implantes dos pacientes da amostra (Tabela 1), nos tempos T0, T1, T2 foram obtidas por meio de ferramentas do software Sidexis XG (Sirona, Bensheim, Alemanha). Nos casos de implantes com nível ósseo abaixo da linha da porção cervical do implante, a mensuração foi realizada do ponto mais apical da imagem radiolúcida correspondente à remodelação óssea na interface com o implante (na direção do ombro do implante) até a linha da porção cervical do implante (na interface pilar/implante) formando um ângulo de 90° com a mesma. Nos implantes que não apresentaram nível ósseo abaixo da linha da porção cervical do implante a mensuração foi realizada do ponto mais alto da crista alveolar (na direção do ombro do implante) até a linha da porção cervical do implante formando um ângulo de 90° com a mesma.

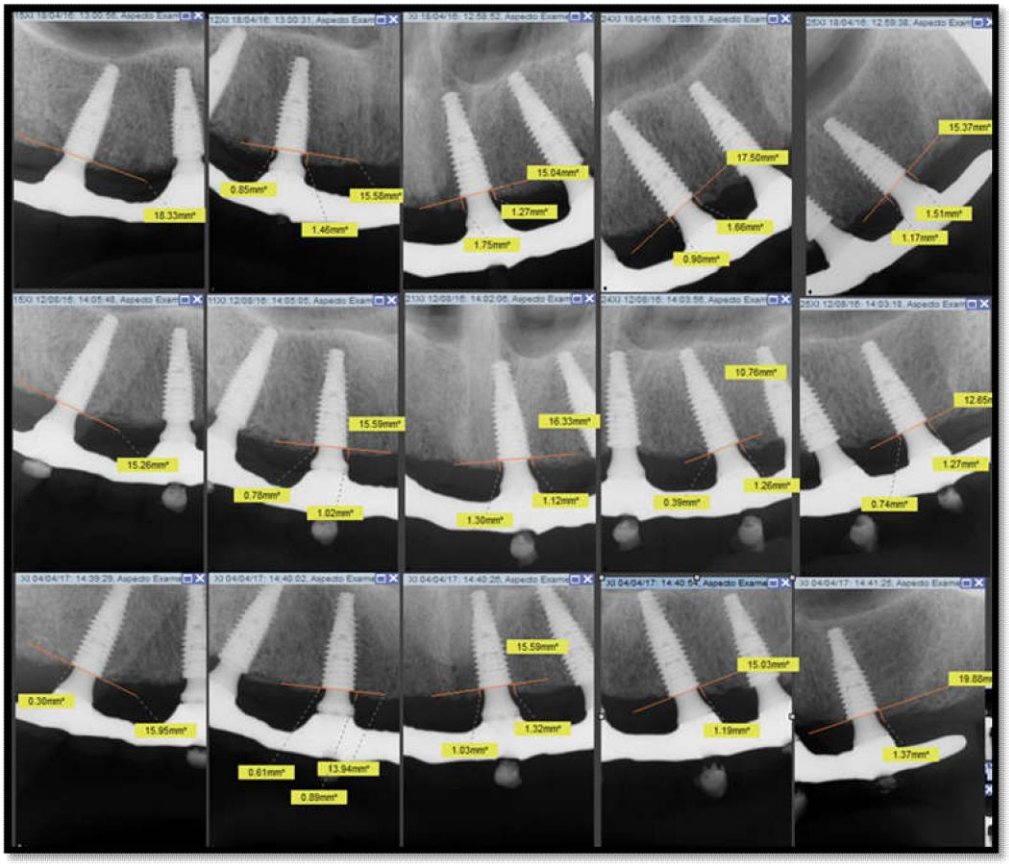

Figura 23 - Imagens radiográficas dos implantes superiores ao longo do período de acompanhamento (T0, T1, T2).

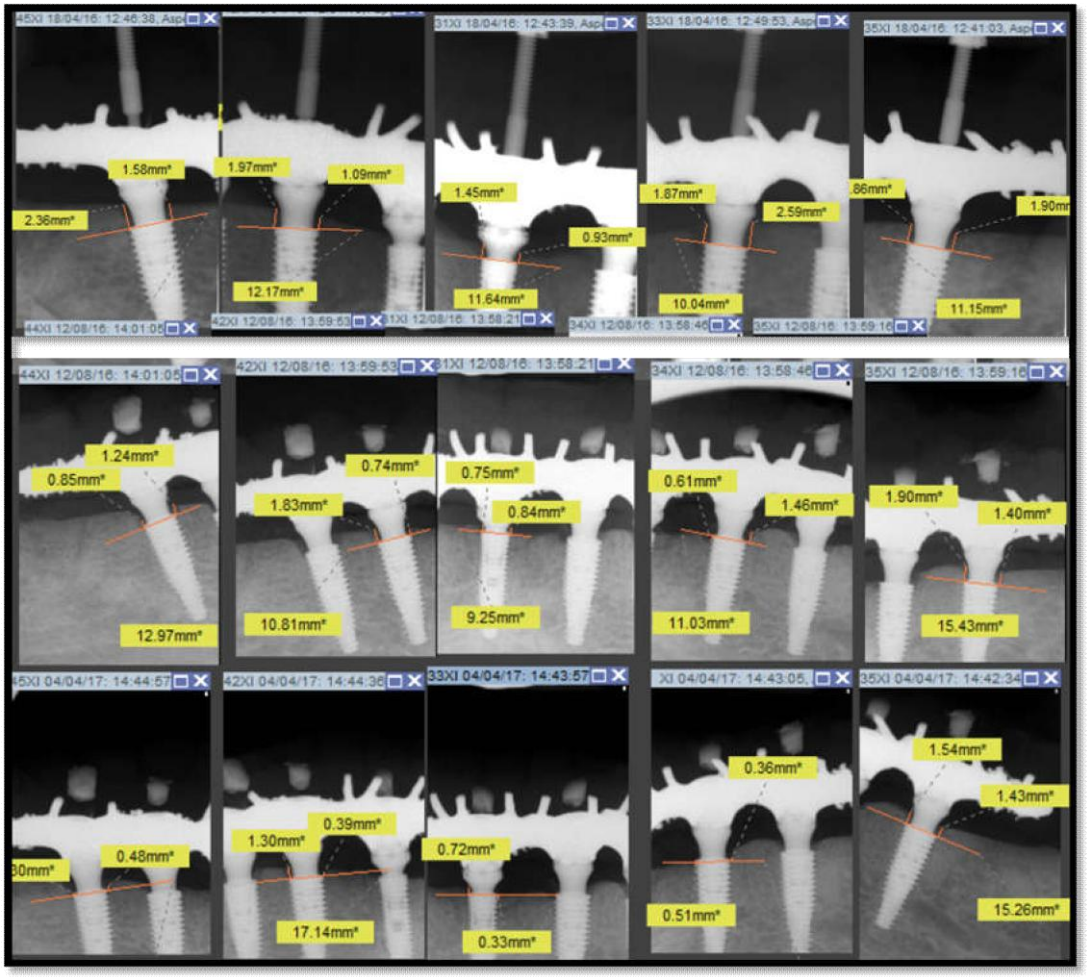

Figura - Imagens radiográficas dos implantes inferiores ao longo do período de acompanhamento (T0, T1, T2).

		T0 (mm)	T1 (mm)	T2 (mm)	T2-T1 (mm)	
Superiores	#1 - Mesial	0	0	0	0	
	#1 - Distal	0	0	0,3	0,3	
	#2 - Mesial	1,46	1,02	0,89	-0,57	
	#2 - Distal	0,85	0,78	0,61	-0,24	
	#3 - Mesial	1,75	0,79	0,91	-0,84	
	#3 - Distal	1,27	1,03	1,33	0,06	
	#4 - Mesial	0,98	0,39	0	-0,98	
	#4 - Distal	1,66	1,26	1,19	-0,47	
	#5 - Mesial	1,17	0,74	0	-1,17	
	#5 - Distal	1,51	1,27	1,37	-0,14	
Inferiores	#1 - Mesial	1,58	1,24	0,48	-1,1	
	#1 - Distal	2,36	2,03	0,3	-2,06	
	#2 - Mesial	1,09	0,74	0,39	-0,7	
	#2 - Distal	1,97	1,83	1,3	-0,67	
	#3 - Mesial	0,93	0,84	-0,33	-1,26	CM
	#3 - Distal	1,45	0,75	0,72	-0,73	CM
	#4 - Mesial	1,87	-0,61	-0,51	-2,38	
	#4 - Distal	2,59	1,46	0,36	-2,23	
	#5 - Mesial	1,86	1,9	1,54	-0,32	
	#5 - Distal	1,9	1,4	1,43	-0,47	
				Média Implante GM	-0,62	

Tabela 1 - Mensuração do nível ósseo dos implantes inferiores nos momentos T0, T1, T2.

Discussão

A possibilidade de terapia em indivíduos edentados, parcial ou total, com próteses implantorretidas, tornou- se uma conduta de tratamento consagrada e amplamente utilizada na odontologia atual. Reabilita funcional e estéticamente pacientes, além de contribuir para a manutenção do osso alveolar[19]. O sucesso do tratamento com implantes dentários baseia-se na capacidade de se conseguir manter o processo da osseointegração. Um dos pré-requisitos para a osseointegração é a estabilidade primária, determinada pelo grau de fixação mecânica do implante no osso. É depende da macroengenharia e da área de contato osso/implante, de

fatores como a proporção entre osso cortical e esponjoso e a técnica cirúrgica. Como um resultado da remodelação óssea e da fixação biológica na interface osso / implante tem-se o processo de osseointegração, estabelecendo então a estabilidade secundária[5,20]. Assim, a análise das mudanças na estabilidade dos implantes pode medir o grau de osseointegração[11]. Fatores relacionados com a estabilidade dos implantes são qualidade e quantidade de osso, técnica cirúrgica e bioengenharia, os quais podem influenciar o tempo de ativação para cada situação individual[10]. A manutenção do osso peri-implantar é um importante fator neste processo, a quantidade e qualidade do osso que circunda um implante afeta diretamente os seus índices de sucesso[21]. Dentro desta perpectiva, este trabalho se propõe a relatar um caso clínico de reabilitação oral com implantes cone Morse cônicos com roscas compactantes e roscas híbridas helicoidal, instalados bimaxilarmente de maneira convencional sem a necessidade de reconstruções ósseas, posicionados subcrestalmente, submetidos à carga imediata e reabilitados com próteses fixas hibridas do tipo protocolo. Descreve e qualifica, radiográficamente, o comportamento, o nível e a remodelação óssea peri-implantar ao redor destas fixações em 12 meses.

Alguns fatores contribuem para a reabsorção ao redor da crista óssea peri-implantar tais como o traumatismos durante a cirurgia, sobrecarga oclusal, a anatomia da região cervical, a superfície dos implantes, o estabelecimento do espaço biológico, a presença de um microgap a nível da interface pilar/implante, os tipos de conexões, a distância entre implantes e a posição do implante em relação à crista óssea[22-23].

Com o objetivo de se alcançar um perfil de emergência mais favorável, principalmente em áreas estéticas, foi proposto a colocação subcrestal de determinadas fixações[24]. Observaram que implantes com conexão protética que permitam micromovimentação, como no caso de um implante de conexão externa (HE), mostraram uma

perda óssea maior associada. Por permitir uma movimentação, acreditá-se que esses micromovimentos levem a formação de um microgap, e este está associado ao desenvolvimento de colonias bacterianas, promovendo inflamação local e subsequente perda óssea marginal. O osso só permanecerá estável, mesmo com a inserção subcrestal, se não houver irritação local[25]. Estudos relatam a perda óssea associada a implantes HE, em média, de 1,5mm no primeiro ano[26]. Remodelações ósseas em Implantes cone Morse em altura, avaliadas por radiografias periapicais sao descritas em média na ordem de 1,2 ± 0.5 mm para implantes equicrestais e de 0,66 ± 0,3 mm para implantes subcrestais nos primeiro 08 meses de acompanhamento[27]. Análise da remodelação óssea também foi descrita em comparação de implantes cone Morse posicionados em níveis diferentes em relação à crista óssea, revelando valores mais favoráveis para os que foram posicionados mais apicalmente e submetidos à carga imediata, com média de remodelação em altura de 0,5 ± 0,7mm no primeiro ano de acompanhamento[28].

O desenvolvimento de implantes com interface Morse, promoveu a formação de um sistema de corpo único, apesar de ser um Sistema de dois componentes, pelo principio da solda a frio. Garante a estabilidade tecidual e a confiabilidade Protética. Sob um olhar mecânico, é um Sistema que impede micromovimentações na interface cônica. Promove um selamento mais eficiente diante da presença bacteriana, pela redução do microgap (de um a três micrometros) na interface pilar/implante, favorecendo para um nível mínimo de inflamação no tecido ao redor do implante e consequente manutenção da arquitetura óssea e gengival[29].

A inserção de implantes abaixo da crista óssea tem sido proposta para diminuir o risco de exposição do implante ou de parte do componente protético e, para ter espaço suficiente em altura para criar um perfil de emergência mais favorável esteticamente. Em um

estudo, realizado em cães, em que implantes com conexão protética cone Morse e plataforma switching foram inseridos em uma hemimandíbula ao nível da crista óssea e, do outro lado, 1,5 mm abaixo da crista, apresentou melhores resultados, os implantes colocados abaixo da crista óssea, em comparação com os implantes colocados ao nível da crista. A localização dos implantes inseridos abaixo da crista óssea resultou em osso localizado acima do ombro do implante[30].

Um trabalho de revisão sistemática e meta-análise mostrou que a plataforma switching pode preservar a altura do osso entre implantes e os níveis dos tecidos moles. Concluiu ainda que o grau de reabsorção óssea marginal é inversamente proporcional à extensão da desadaptação horizontal entre o ombro do implante e o pilar protético[31].

Uma revisão de literatura sugere que o uso de implantes cone Morse, com desenho de plataforma switching e restauração provisória imediata, deve ser considerado quando a estética em longo prazo é fundamental. Além disso, a manutenção da distância interimplantar entre dente/implante em aproximadamente 3 mm é desejável no que diz respeito à manutenção da crista óssea e desenvolvimento de papila. A não remoção do abutment colocado no momento da cirurgia tem sido associada a diminuição significativa na remodelação óssea ao redor de implantes carregados imediatamente e posicionados subcrestalmente[32]. Dentro desta perspectiva o resultado do presente estudo clínico sugere a viabilidade e a previsibilidade na utilização da técnica da carga imediata com implantes cone Morse cônicos com roscas híbridas helicoidais, uma vez que as alterações na crista óssea ao redor destas fixações obteve uma média de remodelação óssea de 0,62 mm, estando dentro dos limites esperados de 1mm nos primeiros 12 meses. Isso se deve pelo fato das roscas híbridas helicoidais do implante (Helix GM) atuarem de maneira efetiva em qualquer densidae óssea, somente com a necessidade de adaptações na fresagem cirúrgica. Em regiões

de menor densidae óssea recomenda-se a subinstrumentação, pois o leito ósseo de baixa densidade subinstrumentado favorece a atuação das roscas compactantes progressivas dos terços médio- cervical da fixação cônica Helix GM. Nas regiões de alta densidae óssea, recomendá-se o uso da broca cônica contorno, esta promove um desgaste em torno de 0,35 mm na parede óssea referente ao diâmetro do implante (interface protética e corpo do implante), promovendo um alívio nas roscas compactantes helicoidais e favorecendo a atuação do seu ápice com roscas cortantes. O implante cônico (Alvim CM) apresentou resultado fovorável para a viabilidade de seu uso em osso de alta densidade, com média de remodelação óssea próxima a 1 mm no primeiro ano de acompanhamento. A macroestrutura do implante, a técnica cirúrgica adequada, plataforma switching e a estabilidae primária alcançada para a realização da carga imediata são os fatores responsáveis pelo sucesso obitido nesta reabilitação, além da cooperação da paciente em relação a higienização e manutenção clínica.

Conclusão

A técnica da confecção da prótese híbrida do tipo protocolo, aliada aos implantes cone Morse com roscas híbridas helicoidais, é uma alternativa viável e segura para a obtenção da carga imediata, devido as vantagens mecânicas e biológicas da otimização do tempo cirúrgico decorrente do design do implante e de uma instrumentação reduzida. Os implantes GM se comportaram clinicamente de forma muito semelhante ao cone Morse compactante, com um índice de sucesso de 100% dos implantes osseointegrados, em 01 ano de acompanhamento.

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10(6):387-416.

2. Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. Biomaterials 1983 Jan;4(1):25-28.

3. Ortorp A, Jemt T. Early laser- welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. Clin Implant Dent Relat Res 2009;11(4):311-322.

4. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.

5. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Master Res. 1991;25(7):889-902.

6. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. Clin Oral Invest. 2007:11:257-65.

7. Misch, CE. IMPLANTES DENTAIS CONTEMPORÂNEOS. 2. Ed. São Paulo: Santos, 2006.

8. Thomé, G. Sartori, IAM. Padonvan, LEM. CARGA IMEDIATA E IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS – POSSIBILIDADES E TÉCNICAS. São Paulo: Santos, 2008.

9. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée 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(4):428-34.

10. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5):491-501.

11. Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioglu B. Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(1):162-72.

12. Lekholm U, Zarb GA. Pacient selection preparation in: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.

13. Teixeira, ER - MEZZOMO, Elio. Reabilitaçao oral contemporânea. Caracas: AMOLCA, 2010.

14. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. J ILAPEO. 2012;6(2): 65-74.

15. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29(Suppl.):256-70.

16. 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.

17. Sartori IM et al. Intermediários para implantes cone Morse: seleção e utilização. Jornal do Ilapeo. 2010; 96-104.

18. Hermann, C et al. Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único. RGO, Porto Alegre, v. 55, n.2, p. 209-212, abr./jun. 2007.

19. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont 2012;21(5):413-24.

20. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. J R Soc Interface. 2010;7 Suppl 5:S515-27.

21. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49:843-8.

22. Barros, RR et al. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2010 Apr 1;21(4):371-8.

23. Oh, TJ et al.The causes of early implant bone loss: myth or science? J Periodontol. 2002 Mar;73(3):322-33.

24. Buser, D et al. Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. 1. Surgical procedure in the maxilla. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13(1):29-45.

25. Degidi, M et al.Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. Clin Oral Implants Res. 2008 Mar;19(3):276-82.

26. Albrektsson T, Zarb GA (1998). Determinants of correct clinical reporting. Int J Prosthodont 11:517-5.

27. Siqueira RAC. Avaliação do índic de sucesso e comportamento dos tecidos peri-implantares de implantes cone Morse equicrestais ou subcrestais em arcos inferiors[dissertação].Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,

2013.

28 Pontes, A.E.F., Ribeiro, F.S., da Silva, V.C., Margonar, R., Piatelli, A., Cirelli, J.A. & Marcantonio Jr, A. (2008) Clinical and radiographic changes around dental implants inserted in different levels in relation to the crestal bone, under different restoration protocols, in the dog model. Journal of Periodontology 79:486-494.

29. Thomé G et al. Considerações mecânicas e a importância do uso de implantes Cone Morse para o sucesso em implantodontia. J ILAPEO. 2011;5(4):126-30.

30. Novaes jr. AB, de Oliveira RR, Muglia VA, Papalexiou V, Taba M. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. J Periodontol. 2006 Nov;77(11):1839-49.

31. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH.Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. J Periodontol. 2010 Oct;81(10):1350-66.

32. Degidi, M., Nardi, D. & Piatelli, A. (2011) One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. Clinical Oral Implants Research. 22:1303-1307.

8. Anexos

Artigo 1 - Endereço eletrônico com as normas:

http://journals.editoranapoleao.com.br/journals_attachments/1/DIRETRIZES%20PARA%20SUBMISS%C3%83O%20DE%20MANUSCRITOS.pdf

Artigo 2 - Endereço eletrônico com as normas:

http://www.inpn.com.br/InPerio/NormasDePublicacao