GLAÍS FERRARI DE SOUZA

**Adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas
sobre implantes instalados na maxila por meio da cirurgia
virtual guiada**

SÃO PAULO

2012

GLAÍS FERRARI DE SOUZA

**Adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes
instalados na maxila por meio da cirurgia virtual guiada**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências Odontológicas

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Prof^a Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Souza, Gláís Ferrari de.

Adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes instalados na maxila por meio da cirurgia virtual guiada / Gláís Ferrari de Souza : orientadora Dalva Cruz Laganá. -- São Paulo, 2012.

98 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original.

1. Implantes dentários. 2. Prótese sobre implantes osseointegrados. 3. Prótese dentária. 4. Cirurgia guiada por computador. I. Laganá, Dalva Cruz. II. Título.

Souza GF. Adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes instalados na maxila por meio da cirurgia virtual guiada. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovada em / /2012

Banca examinadora

Prof(^a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(^a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(^a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

*A minha mãe, Auriete, por
toda a educação, carinho e
incentivo de ir sempre em busca
dos meus objetivos.*

*Ao Abel Júnior, pessoa que admiro,
respeito e a quem dedico a conclusão dessa
etapa de nossas vidas, pois sem você eu não
teria conseguido.*

Você é meu porto seguro, minha vida!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*A Deus, porque Ele é a minha fonte de
inspiração e abrigo. O Seu amor me
engrandece, ilumina o meu caminho e me
guia. Porque nEle encontro sabedoria e com
Ele no meu coração, tenho a certeza de que
nada jamais me faltará.*

Obrigada Senhor!

*A minha orientadora, Prof^ª Dra. Dalva Cruz
Laganá, Prof^ª Titular do Departamento de
Prótese da FOUSP, pela confiança e dedicação,
pelo seu exemplo de vida e pela sede ao
conhecimento científico, que contribuiu muito
para o meu crescimento profissional e pessoal.*

Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por me acolher nesta importante etapa de minha vida;

À Prof^a Dra. Marina Helena Cury Gallottini, Presidente da Comissão de Pós-Graduação da FOU SP, pela oportunidade;

Ao Prof. Dr. Marcelo José Strazzeri Bönecker, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOU SP, pela condução do curso;

Ao Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae, Coordenador da Área de Concentração em Prótese Dentária;

Ao Departamento de Prótese da FOU SP, na pessoa da Prof^a Dra. Dalva Cruz Laganá, Chefe do Departamento, pela condução do curso no Departamento e pelo apoio com materiais e equipamentos para a realização da pesquisa;

À empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda., que possibilitou o desenvolvimento do trabalho pela doação dos materiais, implantes, instrumentais e que, pelo intermédio de seus engenheiros, criaram um produto novo (*Parafuso Cortical Master Ortoimplante O´Ring*) para esta pesquisa;

Ao Laboratório Toledo, na pessoa do técnico em prótese dentária, Gelson Toledo, por prontamente confeccionar as infraestruturas metálicas desta pesquisa;

Ao GAP (Grupo de Apoio em Bioestatística da FOU SP), representado pelo Prof. Dr. Washington Steagall Júnior;

A todos os docentes do Departamento de Prótese, em especial aos Professores da Prótese Parcial Removível, o Prof. Dr. Carlos Gil; Prof. Dr. Hamilton Navarro; Prof. Dr. Bruno Costa; Prof^a Dra. Dalva Cruz Laganá; Prof^a Dra. Maria Luiza Moreira Arantes Frigeiro; Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun e Prof. Dr. Newton Sesma;

Às colegas da Pós-Graduação e amigas, Isabele e Mara, momentos de dificuldades e realizações compartilhadas;

À colega da Graduação, da Pós-Graduação e amiga, Prof^a Dra. Mônica, pelo incentivo e por estar sempre disposta para o que for preciso;

Aos colegas da Pós-Graduação: Álvaro, Érico, João, Marcelo, Natasha, Piero e Simone, pela oportunidade de convívio;

Aos colegas e funcionários do CEPI (Centro de Excelência em Próteses e Implantes) pelo companheirismo;

Aos funcionários do Departamento de Prótese, pela colaboração em diversos momentos;

Às funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da FOUSP;

Aos funcionários do Serviço de Documentação Odontológica da Biblioteca da FOUSP, pela ajuda e presteza na revisão deste trabalho;

Ao meu pai, Silas (*in memoriam*), por acreditar em mim;

À minha mãe, Auriete, e ao meu padrasto, Waldemar, por anos de dedicação à minha formação acadêmica;

À minha irmã Gláucia e cunhado Tarcísio, pelo amor e hospitalidade, agregando-me à sua família;

Aos meus sobrinhos, Vevy, Roberval e Jú, por sempre torcerem por mim, e à Tharyna, pelo carinho;

À minha irmã Grace e cunhado Lucas, pelo apoio e pela amizade;

Aos meus sogros, Abel e Maria (*in memoriam*), e à minha cunhada, Mabel, por sempre me incentivarem;

Aos amigos, Beto, Camila, Madison, Anelise, Sérgio e Morena, pelo ombro amigo;

Às minhas sócias, amigas e irmãs, Tân, Li e Rê, pelo amor, amizade, compreensão e atenção a mim dedicados;

Ao amor da minha vida, Abel Júnior, sempre caminhando ao meu lado, com muita dedicação, amor, carinho e compreensão, pelos momentos em que minha ausência tornou difíceis seus dias e noites;

Sem vocês ao meu lado, eu não teria conseguido!

Muito obrigada!

RESUMO

Souza GF. Adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes instalados na maxila por meio da cirurgia virtual guiada [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

Com o avanço tecnológico, a associação da tomografia computadorizada (TC) e da prototipagem rápida (PR) trouxe um recurso valioso em Implantodontia, a cirurgia virtual guiada. Dentre as vantagens dessa técnica está a possibilidade da confecção da prótese dentária previamente ao ato cirúrgico, porém, para isso, ainda há muitas falhas a serem supridas. O objetivo deste estudo foi analisar a adaptação marginal de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes pré-confeccionadas, por meio da cirurgia virtual guiada, em modelos experimentais. Foram confeccionados dez modelos de maxila totalmente desdentada, divididos em dois grupos aleatoriamente: cinco com as guias tomográfica e cirúrgica fixadas pela técnica convencional de cirurgia virtual guiada, denominado Grupo I (GI); cinco com as guias modificadas pela sua fixação ao sistema de encaixe o'ring de ortoimplantes, representando o grupo II (GII). Com os dados obtidos a partir de tomografia computadorizada foi realizado um planejamento virtual de cada grupo, para a instalação de quatro implantes nas regiões dos dentes 26, 13, 16 e 23 (D, B, A, C), instalados nesta sequência. De acordo com o planejado, foi confeccionada uma guia cirúrgica prototipada e uma infraestrutura metálica de prótese fixa, para cada grupo. A adaptação das estruturas metálicas foi avaliada sob dois aspectos: a passividade (passividade A e D) e desajuste vertical (Todos), usando um microscópio óptico. O desajuste vertical foi mensurado com todos os parafusos protéticos apertados com torque de 10Ncm. Os resultados mostraram que o método de aperto Todos, no GII (A - 0,130 mm; B - 0,110 mm; C - 0,200 mm; D - 0,100 mm), foi a situação mais próxima do aceitável clinicamente, pois somente o implante C apresentou valor maior que 0,150 mm. Tanto no GI quanto no GII, a passividade D obteve melhores resultados do que em passividade A. A partir destes resultados, concluiu-se que: na condição Todos, o GII apresentou melhor adaptação marginal das infraestruturas metálicas quando comparado ao GI; o uso do ortoimplante associado ao sistema de retenção o'ring auxiliou na estabilidade das guias tomográfica e cirúrgica do GII; infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes pré-confeccionadas por meio da cirurgia virtual guiada não alcançaram adaptação marginal aceitável.

Palavras-chave: Implantes dentários. Cirurgia guiada por computador. Adaptação marginal. Prótese dentária.

ABSTRACT

Souza GF. Adaptation of metal frameworks fixed prostheses on implants placement in the maxilla by guided virtual surgery [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

The combination of computed tomography (CT) and rapid prototyping (RP) has brought a valuable resource in dental implants, guided virtual surgery. Among the advantages of this technique is the possibility of manufacturing the dental prosthesis prior to surgery, but for this, there are still many failures to be addressed. The objective of this study was to analyze the marginal adaptation of prefabricated metal frameworks of fixed implant prostheses placement by virtual guided surgery in experimental models. Ten models of edentulous maxilla were randomly divided into two groups of five: GI and GII. The tomography guide and prototyping surgery in GI group were installed by conventional technique whereas in GII group they were retained by an orthodontic implants modified with o´ring system. From data obtained by CT, the virtual planning was accomplished for placement of four implants on the region of teeth 26, 13, 16, 23 (D, B, A, C) to be installed on this sequence. A prototyped surgical guide was manufactured for each group from the virtual planning and the metal framework was made using this guide. Four implants were installed in each model according to the planning by guided virtual surgery technique. The marginal adaptation of metal frameworks was evaluated from two aspects: passivity (passivity A and D) and vertical misfit (All). The level of vertical misfit frameworks was measured while all retaining screws tightened with torque 10Ncm. We used a standard method of tightening the screws, DBAC, so that the structure is fixed in the same sequence of installation of the implant. The results showed that the method of tightening of all the screws GII (A-0.130 mm, B-0.110 mm; C-0.200 mm and D-0.100 mm) was the most close to clinically acceptable, since only the implant C vertically, showed values higher than 0.150 mm. Both GI and GII, the passivity method D yielded better results than in passivity A. From the results it is concluded that, provided All the GII showed better marginal adaptation of metal framework when compared to GI, the use of the modified orthodontic implant, helped the stability of surgical guides and tomography of the GII; metal framework fixed prosthesis on implants, prefabricated through guided virtual surgery, did not reach acceptable marginal fit.

Keywords: Dental implants. Computer-guided surgery. Marginal adaptation. Dental prosthesis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	13
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC).....	13
2.2 PROTOTIPAGEM RÁPIDA (PR).....	15
2.3 CIRURGIA VIRTUAL GUIADA.....	21
2.4 ADAPTAÇÃO MARGINAL.....	30
3 PROPOSIÇÃO.....	35
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	36
4.1 MATERIAL.....	36
4.2 MÉTODOS.....	38
4.2.1 Confecção dos modelos experimentais.....	38
4.2.2 Obtenção das guias tomográficas.....	45
4.2.3 Grupos experimentais.....	47
4.2.4 Tomografias Computadorizadas – TCs.....	50
4.2.5 Planejamento Virtual.....	51
4.2.6 Etapa protética.....	54
4.2.7 Etapa cirúrgica.....	57
4.2.8 Mensuração da adaptação marginal.....	61
4.2.9 Análise estatística.....	64
5 RESULTADOS.....	65
5.1 ANÁLISES COMPARATIVAS DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DA ESTRUTURA METÁLICA EM FUNÇÃO DOS IMPLANTES E DOS MÉTODOS DE APERTO, PARA CADA GRUPO.....	73
5.2 ANÁLISES COMPARATIVAS GLOBAIS DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DA ESTRUTURA METÁLICA ENTRE OS GRUPOS E MÉTODOS DE APERTO, INDEPENDENTE DOS SÍTIOS.....	79
6 DISCUSSÃO.....	84
7 CONCLUSÕES.....	92
REFERÊNCIAS.....	93

1 INTRODUÇÃO

Desde os dias de Brånemark, que introduziu o conceito de osseointegração (Brånemark et al., 1977), a ciência e a tecnologia vêm apresentando um desenvolvimento acelerado na proposição de materiais e técnicas cirúrgicas e protéticas, com o objetivo de restabelecer a função mastigatória de pacientes totalmente desdentados, com a instalação de implantes osseointegrados.

No processo de instalação de implantes dentários pela técnica convencional, há uma grande dificuldade na transferência das imagens de uma radiografia panorâmica, bidimensional, para o campo cirúrgico tridimensional (Au-Yeung et al., 2001). Estes procedimentos são realizados durante um curto espaço de tempo, com uma visão restrita do campo operatório, enquanto o cirurgião deve tomar decisões relativas aos cuidados com um paciente consciente e, para complementar, em condições de assepsia ideal (Vercruyssen et al., 2008).

A informatização crescente e o desenvolvimento de novas técnicas de processamento de imagens, como a tomografia computadorizada (TC), lançada na década de 1970, trouxeram um importante progresso no diagnóstico por imagem. Hounsfield (1973), já vislumbrava a possibilidade desta tecnologia constituir uma revolução no diagnóstico por imagem. Isto culminou em um recurso valioso para o auxílio no diagnóstico e planejamento das reabilitações maxilares: a Prototipagem Rápida (Ibrahim et al., 2009).

A Prototipagem Rápida (PR) é um conjunto de tecnologias capazes de fabricar modelos físicos a partir de dados tridimensionais, originados de imagens digitalizadas (Stea et al., 2006).

Na Odontologia, a PR tem sido aplicada mais significativamente na Reabilitação Maxilofacial, compreendendo as áreas de Cirurgia Bucomaxilofacial, Implantodontia e Prótese Dentária, colaborando na execução do planejamento reverso, proposto e executado pelo cirurgião-dentista (Safira et al., 2011).

O planejamento reverso para a instalação de implantes utiliza-se de dados obtidos na TC, com o uso de uma guia tomográfica. Esse planejamento permite

identificar o posicionamento ideal para a instalação dos implantes em relação às necessidades biomecânicas e estéticas (Valente et al., 2009), além de melhorar a adaptação das próteses implantossuportadas (Ruppin et al., 2008). Portanto, atualmente, sabe-se que um planejamento cirúrgico-protético bem elaborado e executado é essencial para a obtenção de resultados mais favoráveis.

Técnicas de PR são utilizadas na confecção de guias cirúrgicas, que possibilitam ao clínico transferir à boca o planejamento virtual (Balshi et al., 2006).

Um dos primeiros relatos de utilização de guias cirúrgicas virtualmente planejadas e utilizadas durante a instalação dos implantes foi feito por Van Steenberghe et al. (2002). Neste estudo as guias cirúrgicas eram assentadas no rebordo alveolar após o deslocamento do retalho.

A evolução da técnica possibilitou a cirurgia virtual guiada sem retalhos *Flapless*, que é uma técnica de instalação dos implantes menos invasiva, baseada nos conceitos da Implantodontia, na análise dos dados obtidos da TC, na utilização de guias cirúrgicas prototipadas, no planejamento virtual em *software* específico e na confecção das próteses, previamente ao ato cirúrgico (Nigro, 2009; Casap et al., 2011).

Este procedimento é visto como um avanço significativo na Implantodontia, por vários aspectos, como: a atuação interdisciplinar, a redução drástica do tempo de tratamento e do ato cirúrgico, uma cirurgia minimamente invasiva, menor sangramento, maior conforto ao paciente, pela aceleração da recuperação e melhor cicatrização (Balshi et al., 2006; Ersoy et al., 2008; Ozan et al., 2009; Papaspyridakos et al., 2012).

Apesar destas vantagens apresentadas, essa técnica apresenta desvios lineares e angulares do posicionamento dos implantes entre o planejado e o executado, o que resulta na desadaptação marginal da prótese previamente confeccionada (Di Giácomo et al., 2012).

Ao avaliar as possíveis causas dessas falhas na técnica de cirurgia virtual guiada, observa-se que elas são provenientes de uma somatória de erros que podem ocorrer em diversas etapas: na coleta de dados pelo tomógrafo, no incorreto posicionamento da guia tomográfica, na modelagem CAD/CAM para a obtenção da

guia, na precisão da instalação das anilhas metálicas, no trans-operatório com o posicionamento e fixação da guia ao tecido ósseo e, por fim, na confecção da prótese final (Vercruyssen et al., 2008).

Portanto muitos estudos ainda devem ser realizados para o aprimoramento dessa técnica, tornando os resultados mais previsíveis e satisfatórios.

Assim, este trabalho, teve o objetivo de verificar a adaptação de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes instalados na maxila, por meio de cirurgia virtual guiada.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

Na TC não há a sobreposição de estruturas anatômicas presente nos exames radiográficos bidimensionais. Com a obtenção de valores reais de medidas lineares e angulares, torna possível a reconstrução da imagem em diversos planos e em três dimensões (3D) (Hounsfield, 1973).

A TC permite a observação de finas camadas do corpo humano devido à aquisição da imagem em cortes seccionais de diferentes planos. Entretanto, a TC também apresenta desvantagens, quando comparadas aos exames radiográficos bidimensionais: o alto custo do exame, a alta dose de radiação e as produções de artefatos em decorrência de objetos metálicos (Brooks, 1993).

A TC de feixe cônico, lançada há pouco mais de uma década (Mozzo et al., 1998), é uma técnica propícia para avaliação detalhada de importantes estruturas ósseas, proporcionando imagens diagnósticas de boa resolução e utilizando doses de radiação relativamente baixas.

Segundo Parks (2000), a boa resolução da imagem de TC deve-se ao grande poder de contraste da técnica, já que pequenas diferenças na densidade tecidual podem ser percebidas e traduzidas em 5.000 tons de cinza em cada pixel (*picture elemento*). A quantidade de raios X (RX) que atravessa o corpo que determina o tom de cinza a ser utilizado. Esta tonalidade é mensurada e expressa em unidades de Hounsfield (HU), onde a água foi estabelecida como zero, o osso +1000 e o ar - 1000.

Au-Yeung et al. (2001) utilizando um aparelho de TC (High Speed Advantage, General Electric Medical System, Milwaukee, WI, U.S.A.) para a aquisição das imagens, relataram a importância do DentaScan (*software* utilizado para reconstrução de imagens principalmente de maxila e mandíbula). Porém, como o DentaScan não permite a angulação do *gantry* (pórtico) do aparelho de TC, é

essencial que o paciente esteja corretamente posicionado, desta forma, imagens axiais corretas podem ser obtidas.

Choi, SC et al. (2002) avaliaram as alterações de imagens da reconstrução de TC em decorrência da alteração da angulação do *gantry*, que corresponde à posição do paciente durante a aquisição. Em *softwares* de reconstrução, a alteração do ângulo do *gantry* pode causar a distorção da imagem. Os autores verificaram que quando o ângulo do *gantry* não está em 0°, determinados programas de reformatação de TC podem distorcer a imagem.

De acordo com Chilvarquer et al. (2005), as imagens contíguas da TC reproduzem as estruturas 3D e são compostas por voxels (*volume element*). As únicas imagens capturadas do paciente são as feitas segundo cortes axiais, que podem ter sua espessura variada, iniciando em 0,5 mm. Os voxels contidos nestas imagens possibilitam as reconstruções odontológicas 3D, sem necessitar de exposições adicionais do paciente. A TC gera mensurações em escala real 1:1, como também torna possível gravar os dados em formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communication in Medicine*).

Atualmente, diversos sistemas utilizando a tecnologia de feixe cônico estão disponíveis no mercado. Loubele et al. (2008) avaliaram a qualidade da imagem em relação à dose de radiação em quatro aparelhos de TC com feixe cônico: Accuitomo 3D (J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japão), MercuRay (Hitachi Medical Corp., Kashiwa-shi, Chiba-ken, Japão), NewTom 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália) e i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, EUA) e um aparelho de sistema de TC convencional: Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Alemanha). Os autores concluíram que o sistema i-CAT apresentou o melhor desempenho.

Ritter et al. (2012) avaliaram a precisão de modelos 3D e os dados obtidos da TC para planejamento cirúrgico de implantes dentários. Foram analisados 7 pontos em 64 dentes de 16 pacientes. A discrepância dos dados da TC e dos modelos 3D foram entre 0,03 ($\pm 0,33$) e 0,14 ($\pm 0,18$) mm. Em 2 dos 7 pontos houve diferença estatisticamente significativa entre a discrepância medida e a presença de restaurações metálicas. Os autores concluíram que os dados da TC podem ser confiáveis e suficientemente precisos para o planejamento de implantes dentários, apesar dos artefatos gerados pelas restaurações metálicas.

2.2 PROTOTIPAGEM RÁPIDA (PR)

Bill et al. (1995) utilizaram um modelo de PR no planejamento cirúrgico bucomaxilofacial de um caso clínico, no qual a paciente perdeu parte dos ossos da calota craniana por uma infecção, após a remoção cirúrgica de um tumor. Os autores indicaram o uso dessa técnica em Traumatologia, nas más formações maxilocraniofaciais, cirurgias para remoção de tumores, ortognáticas e em Implantodontia. A paciente foi submetida a um exame de TC em um equipamento Somatom Plus S (Siemens, Erlangen, Alemanha); as imagens foram manipuladas em um *software* específico e suas dimensões foram utilizadas na confecção do material biocompatível para a cirurgia. Com isso, houve uma maior precisão no planejamento pré-operatório, menor risco de possíveis erros quanto às dimensões da futura calota a ser instalada e, portanto, uma maior otimização do resultado e menor tempo cirúrgico. Assim, a introdução do uso dessa tecnologia nessa área criou novas perspectivas no planejamento de reconstruções complexas.

Bouyssie et al. (1997) avaliaram a precisão dos modelos de PR produzidos com dados obtidos em exames de TC, em um estudo piloto com dois modelos prototipados de estereolitografia. Noventa cortes axiais com 1,00 mm de espessura foram realizados resultando um voxel de tamanho 0,47 mm x 0,47 mm x 1,00 mm. A mandíbula original e os modelos prototipados foram inicialmente comparados visualmente para detecção de falhas de reprodução mais grosseiras. A comparação dimensional foi efetuada pela mensuração de reparos anatômicos por três diferentes observadores. Os processos coronóides direito e esquerdo, os forames mentuais direito e esquerdo, sínfise e espinhas genianas foram alguns dos reparos utilizados para a obtenção de doze medidas lineares. Para análise da superfície, 24 defeitos ósseos de 1,00 mm de profundidade foram artificialmente produzidos na mandíbula antes da obtenção das imagens. Os modelos foram produzidos em menos de uma hora após a aquisição das imagens. Frente à análise visual inicial os modelos apresentaram um padrão excelente de duplicação. Os resultados de precisão demonstraram uma excelente correlação entre as mandíbulas e as réplicas. Os desvios de mensuração obtidos foram positivos ou negativos, o que pode indicar que os modelos podem estar sub ou superestimados. As diferenças absolutas variaram

de 0,00 mm a 0,24 mm, de maneira geral a mandíbula original demonstra ser maior do que a réplica, com uma diferença média de 0,06mm e desvio padrão de 0,04mm. A aplicação do teste t de student, com grau de significância de 95,0% indicou que as diferenças encontradas são insignificantes em uma precisão dimensional de 97,9%. Concluíram que esta técnica reproduz com precisão as estruturas anatômicas desejadas podendo ser utilizada com segurança na aplicação clínica.

D'urso et al. (1999) utilizaram modelos de PR em quarenta e cinco pacientes com patologias ósseas em estruturas do crânio. A utilização dessa técnica possibilitou aos pacientes uma compreensão bastante satisfatória do entendimento do problema, extensão e atuação cirúrgica. As principais vantagens apontadas pelos profissionais que utilizaram os modelos de PR foram: a melhor comunicação com outros profissionais, melhor esclarecimento dos pacientes, simulação dos procedimentos de forma detalhada, melhor posicionamento dos implantes, redução do tempo e risco operatório, entre outras.

Choi, JY et al. (2002) investigaram os erros gerados durante a produção de modelos prototipados e identificaram os fatores que causaram erros dimensionais em cada fase de produção. Os erros foram principalmente devido ao volume médio de efeito, ao valor limiar e a dificuldade na replicação exata dos locais de referência. A metodologia da pesquisa propôs 16 medidas lineares em um crânio seco, uma réplica 3D (STL modelo) e um modelo de PR. Os resultados mostraram que o desvio absoluto médio entre o crânio seco original e o modelo de PR, nas 16 medidas lineares, foi de 0,62mm ($\pm 0,35$) e 0,56% ($\pm 0,39$), que foi menor do que os valores reportados em estudos anteriores. Os autores classificaram as medidas como medidas internas e externas e, diante disso, concluíram que o efeito de um valor limiar inadequado varia com o tipo de precisão da unidade de medida utilizada.

Winder e Bibb (2005) descreveram o *software state-of-the-art* e requisitos de hardware para a fabricação de modelos médicos de alta qualidade fabricados utilizando a PR. Modelos médicos foram construídos utilizando predominantemente estereolitografia e modelagem por fusão e deposição, ao longo de um período de 6 anos. Um total combinado de 350 modelos foram produzidos para uma série de aplicações maxilofacial, neurocirurgia e ortopedia. Uma série de artefatos indesejados que criam distorções nos modelos foram identificados. Estes incluem:

dados de importação, a distorção da TC, o metal, o movimento, a rugosidade da superfície devido à remoção de estrutura de apoio ou modelagem de superfície. Assim, os autores concluíram que na confecção de modelos médicos através da PR, deve haver um rigoroso controle de qualidade em todas as fases do processo de fabricação. Salientaram ainda que, os clínicos devem estar cientes de possíveis áreas com potenciais para imprecisões dos modelos e a necessidade de revisão das imagens de origem nos casos em que a integridade do modelo for duvidoso.

Saddy (2006) comparou modelos de prototipagem, originados a partir de dados obtidos em exames de tomografia volumétrica (TV) e TC, a fim de verificar a precisão de reprodutibilidade destas tecnologias. Uma mandíbula seca foi submetida aos exames de TV (NewTom 9000[®] QR, Itália) e TC (Select SP-Elscint, Israel). Os dados obtidos nos exames foram manipulados em dois sistemas de tratamento de imagem, o 3D-Analyze (Mayo Clinic, E.U.A.) e o InVesalius (CenPRA, Brasil). Foram confeccionados protótipos, em duas diferentes tecnologias (SLS - sinterização seletiva a laser e 3DP [®] impressão tridimensional). A mandíbula seca (padrão ouro) e os oito conjuntos de protótipos gerados, sendo I-TC-Analyze[®]3DP; II-TC-InVesalius[®]3DP; III-TC-Analyze[®]SLS; IV-TC-InVesalius-SLS; V-TV-Analyze[®]3DP; VI-TV-InVesalius[®]3DP; VIII-TV-Analyze[®] SLS; VIII-TV-InVesalius-SLS, foram submetidos a processos de engenharia reversa com a finalidade de digitalizar as superfícies dos objetos para uma comparação de cada modelo de prototipagem produzido com o padrão ouro, com precisão de 0,001 mm. Os desvios de até 1 mm e até 2 mm foram calculados, comparados e analisados estatisticamente os erros percentuais. Os modelos de prototipagem rápida originados por meio da obtenção de dados de exames de TC foram mais precisos que os modelos de prototipagem originados por meio de dados de exames de tomografia volumétrica.

Stea et al. (2006) descreveram requisitos de *software* e *hardware* para a fabricação de modelos de alta qualidade médica feita por meio de PR. Essas novas tecnologias podem ser empregadas em reconstrução do esqueleto facial em pacientes com defeitos crânio-orbitais, consequentes de ressecções por tumores ou fraturas, utilizando para isso osso autógeno e biomateriais. Os dados da TC e RM são processados e são confeccionadas reconstruções 3D para visualizar e quantificar os defeitos de tecidos duros e moles (Planejamento Reverso). Os autores utilizaram um *software*, via internet, que permite a interação entre o cirurgião, e o

Designer 3D na definição de todos os aspectos anatômicos para ver modificações dos tecidos moles antes da fabricação do protótipo. Os autores concluíram que a precisão da cirurgia é melhorada através da utilização de protótipo confeccionado a partir de um sistema de navegação 3D.

Keating et al. (2008) avaliaram a precisão e reprodutibilidade de um dispositivo tridimensional (3D) a laser óptico de varredura para registrar os detalhes da superfície de modelos de estudo de gesso. Para determinar a precisão das réplicas, os modelos foram construídos a partir de arquivos digitais 3D. Os autores compararam 30 modelos de estudo, no Departamento de Ortodontia, Faculdade de Odontologia da Universidade de Cardiff. Cada modelo foi capturado em três dimensões, utilizando Minolta VIVID 900 non-contact laser scanner 3D de superfície (Konica Minolta Inc., Tóquio, Japão), uma placa giratória e Easy3DScan, integração de *software* (TowerGraphics, Lucca, Itália). Medidas lineares foram registradas entre as marcas, diretamente em cada um dos modelos de gesso e indiretamente sobre os modelos 3D virtuais. Foram construídas réplicas físicas dos dois modelos digitais a partir de seus arquivos de dados digitalizados, utilizando-se uma PR, e avaliadas diretamente quanto à precisão dimensional. A diferença média entre as medições feitas diretamente nos modelos de gesso e aqueles feitos na superfície dos modelos 3D virtuais foi de 0,14mm, e não foi estatisticamente significativa ($P=0,237$). A diferença média entre as medições feitas em ambos os modelos de gesso e virtual e as dos modelos de PR, no plano z foi altamente significativa ($P<0,001$). Os autores concluíram que a Minolta Vivid 900 digitalizadora é um dispositivo confiável para capturar os detalhes da superfície dos modelos de gesso, mas os modelos físicos de detalhe e precisão adequados, não podem ser reproduzidos somente a partir de dados digitalizados utilizando a técnica descrita de PR.

Ibrahim et al. (2009) analisaram a capacidade de três diferentes técnicas de PR para a fabricação de protótipos biomédicos e seus erros dimensionais. Para serem usados em cirurgia maxilofacial, esses modelos devem reproduzir fielmente o esqueleto craniofacial, com menor erro dimensional possível. As imagens de TC foram adquiridas a um critério padrão da mandíbula seca e manipulados com o *software* InVesalius. Protótipos foram produzidos utilizando as técnicas de sinterização seletiva a laser (SLS), impressão tridimensional (3DP) e PolyJet®. Treze medidas lineares de cada protótipo foram feitas e comparadas com as medições da

mandíbula seca. Os resultados mostraram um erro dimensional de 1,79%, 3,14% e 2,14% para os modelos SLS, 3DP e PolyJet®, respectivamente. Os autores concluíram que o modelo prototipado SLS apresentou maior precisão dimensional do que os modelos PolyJet® e 3DP; e a técnica PolyJet® reproduziu com mais precisão detalhes anatômicos da mandíbula.

Kozakiewicz et al. (2009) utilizaram a PR para a confecção de modelos 3D virtuais e modelos físicos, usados como guias para a forma de malha de titânio e, em seguida, no trans-operatório para auxiliar o correto posicionamento dos implantes de órbita em seis pacientes com trauma facial. A anatomia da órbita e as abordagens cirúrgicas resultantes tornam o processo convencional de instalação dos implantes e alinhamento difícil, moroso e dependente do operador. A fabricação de modelos anatômicos (protótipos), com base em imagens de TC, tem tornado procedimentos cirúrgicos diversos, em especial as reconstruções do assoalho da órbita, significativamente simplificados. Esses modelos podem ser usados como guias para a instalação de implantes de titânio, que são utilizados na reconstrução de defeitos do assoalho orbital. O uso da PR na reconstrução das fraturas do assoalho da órbita, em 50% dos casos, houve melhorias significativas e uma recuperação total nos outros 50%. Os autores concluíram que é financeiramente viável a construção de modelos anatômicos, com base em estudos de TC, que podem ser utilizados na reparação de fraturas do assoalho da órbita.

Os biomodelos de PR vêm ganhando mais espaço na Odontologia, sobretudo, nas especialidades de Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial e Implantodontia. Safira et al. (2011) apresentaram algumas das vantagens do uso da PR, que incluem: planejamento mais preciso, diminuição do tempo cirúrgico, consequentemente, também do tempo de anestesia e melhores resultados funcionais e estéticos. Este estudo teve como objetivo comparar medidas lineares obtidas de imagens tridimensionais virtuais (construídas no *software* 3D Doctor, a partir de exames de TC de pacientes portadores de neoplasias odontogênicas nos maxilares) e de seus respectivos biomodelos, obtidos pela técnica de impressão 3D. As medidas virtuais foram feitas com a ferramenta de régua disponível no próprio programa e as medidas nos biomodelos foram feitas com um paquímetro eletrônico digital, por dois avaliadores e repetidas após uma semana. As médias entre as medidas obtidas foram testadas quanto à distribuição normal pelo teste de

Kolmogorov e Smirnov e, posteriormente, foi aplicado o teste t Student para amostras pareadas, com uma probabilidade de erro de 5%. A variabilidade interexaminador foi avaliada pelo coeficiente de Lin. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre as medidas das imagens virtuais e dos seus respectivos biomodelos, além de uma forte correlação entre os avaliadores tanto para as medidas virtuais (0,9975), quanto para as medidas nos biomodelos (0,9972).

Taft et al. (2011) avaliaram a precisão de modelos de PR de crânios esteriolitográficos. Foram localizadas esferas de aço inoxidável em um crânio seco de cadáver, submetido à TC. Sete modelos esteriolitográficos foram confeccionados e as medidas foram obtidas por um sistema de coordenadas entre o crânio seco e os modelos prototipados. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no eixo Z, enquanto nos eixos X e Y não se mostraram significantes. Os autores concluíram que as maiores diferenças encontradas estão relacionadas com a espessura da fatia no eixo Z. No entanto, mesmo as diferenças maiores, encontram-se dentro da tolerância aceitável clinicamente.

2.3 CIRURGIA VIRTUAL GUIADA

A literatura define a cirurgia virtual guiada como o procedimento para a instalação de implantes que usa a mais recente tecnologia para coordenar todos os aspectos do tratamento e, assim, reduzir drasticamente o tempo de tratamento, tornando a cirurgia minimamente invasiva, sem retalho, requerendo menor tempo cirúrgico, com menor sangramento, menor desconforto e aceleração da recuperação, com melhor cicatrização e entregando a prótese no pós-cirúrgico imediato com carga e função imediata (Balshi et al., 2006; Nigro, 2009; Ozan et al., 2009).

Van Steenberghe et al. (2002) avaliaram o quanto os dados de um planejamento tridimensional de implantes orais podem ser transferidos para o campo operatório. Foi investigado se este procedimento permitiria preparação prévia de uma prótese fixa definitiva que poderia ser colocado na conclusão da cirurgia. Este procedimento foi realizado em 2 cadáveres, experimentalmente, e mais tarde em 8 pacientes. Os resultados indicaram uma instalação quase perfeita entre as posições e eixos dos implantes planejados e colocados. Este procedimento permitiu a instalação de uma prótese fixa definitiva com liberdade limitada de espaço entre os pilares e os cilindros metálicos incorporados à prótese. Os autores concluíram que os resultados encorajam a investigar mais essa técnica em nível clínico.

Em 2003, Sarment et al. compararam a precisão de instalação de implantes com uma guia cirúrgica convencional e com uma guia de cirurgia prototipada, utilizando TC de mandíbulas edêntulas de resina epóxi. As TCs foram realizadas em um tomógrafo Cone Beam com alta resolução espacial isotrópica e o planejamento virtual, para 5 implantes de cada lado da mandíbula, foi realizado por meio de um programa computacional disponível comercialmente. Foram realizadas cirurgias na mandíbula, idêntico ao modelo inicial, no lado direito foi usada uma guia cirúrgica convencional (lado controle), e no lado esquerdo foi utilizada uma guia estereolitográfica (lado teste). Cada mandíbula foi então digitalizada com TC, e um método de registro foi aplicado para combiná-lo com o planejamento inicial. As medidas incluíram as distâncias entre os implantes planejados e o real. A distância média entre os implantes planejados e os implantes instalados foi de 1,5 mm na

cervical e 2,1 mm no ápice, quando a guia controle foi usada. As mesmas medidas foram significativamente reduzidas para 0,9 mm e 1,0 mm, quando a guia teste foi utilizada. Assim, a utilização de guias cirúrgicas para a instalação de implantes reduz possíveis erros durante os trans e pós-operatórios. Dentro dos limites desse estudo *in vitro*, os autores concluíram que a instalação dos implantes foi melhorada por meio da utilização de uma guia cirúrgica prototipada e que outros estudos como este devem ser realizados.

Em 2005, Di Giácomo et al. compararam as diferenças entre o planejamento virtual e a posição da instalação cirúrgica dos implantes, com o uso de uma guia prototipada pela técnica de estereolitografia. Foram instalados 21 implantes, em quatro pacientes, com a utilização de seis guias cirúrgicas. Com o auxílio da TC, os implantes foram planejados virtualmente, em imagem tridimensional. Usando uma máquina de estereolitografia, foi injetado um polímero líquido, de acordo com dados da TC, gerando três guias cirúrgicas. Durante o ato cirúrgico, a guia foi posicionada no osso maxilar e / ou nos dentes. Após a cirurgia, uma nova TC foi realizada. O *software* foi usado para fundir as imagens dos implantes planejados e os instalados cirurgicamente, os locais e os eixos foram comparados. Em média, a correspondência entre o planejamento virtual e os implantes instalados foi de $7,25^\circ$ ($\pm 2,67$); as diferenças de distâncias entre o planejado e o instalado na cervical foram de 1,45 mm ($\pm 1,42$) e 2,99 mm ($\pm 1,77$) no ápice do implante. Em todos os pacientes, uma maior distância foi encontrada entre o planejado e o instalado no ápice do implante. Os autores concluíram que o uso da PR na confecção de guias cirúrgicas pode ser útil no planejamento da instalação dos implantes; no entanto, sugeriram que a técnica requer melhorias para proporcionar uma melhor estabilidade da guia durante a cirurgia, em casos de osso unilateral e guias mucossuportadas.

Holst et al. (2007) descreveram o uso de parafusos como ponto de referência fixa intra-oral para aprimorar a estabilidade, precisão e posicionamento reproduzível de guias cirúrgicas para a instalação de implantes em um caso clínico. Três pontos de referência intra-oral (implantes temporários) foram colocados trans-gengivalmente na maxila e na mandíbula duas semanas antes da cirurgia de implantes. Estes foram colocados em um arranjo triangular e sem interferir nas possíveis áreas dos implantes. Foi feita uma moldagem para transferir a posição dos parafusos para o modelo; foi confeccionado o enceramento e a partir dele criado uma guia

tomográfica. Os implantes foram instalados exatamente conforme o planejado, em relação ao forame mentoniano. Portanto os autores concluíram que a cirurgia virtual guiada só é válida com exata transferência dos dados do planejamento para a cirurgia. Isso depende da situação clínica do paciente e de pontos que possam melhorar a fixação e precisão da guia cirúrgica.

Ruppín et al. (2008) avaliaram os erros entre o planejado e o executado nas técnicas de cirurgia virtual guiada por meio de TC no dois momentos. Foram instalados 120 implantes em 20 mandíbulas de cadáveres humanos. A instalação dos implantes foi realizada com uma guia cirúrgica ou com monitoramento óptico. As mandíbulas foram divididas em 3 grupos, nos quais foram instalados 40 implantes em cada grupo. Os implantes foram planejados em um *software* específico. Os grupos foram divididos da seguinte forma: 1º grupo, as guias cirúrgicas foram confeccionadas pelo processo de estereolitografia (Materialise Medical, Leuven, Bélgica); 2º e 3º grupos, com monitoramento óptico por infravermelho com marcas comerciais distintas, RoboDent LapDoc Accedos® (RoboDent GmbH, Berlim, Alemanha) e Artma Virtual Patient™ (Baumgartner & Rath, Munique, Alemanha), respectivamente. Após a instalação dos implantes, as mandíbulas foram submetidas a uma nova TC. As imagens das duas tomografias foram sobrepostas. Dois pontos foram determinados nos implantes na cervical e na apical de cada implante. Como resultado obteve-se que no 1º grupo (guias estereolitográficas) houve uma alteração entre o planejado e o executado em relação à posição do implante de 1,50 mm ($\pm 0,8$), na cervical, 0,60 mm ($\pm 0,4$) para a profundidade de inserção e 7,90° (± 5) para o desvio angular. No 2º grupo os resultados foram: 1,00 mm ($\pm 0,5$) para a cervical, 0,60 mm ($\pm 0,3$) para a profundidade de inserção e 8,10° ($\pm 4,6$) para o desvio angular. No 3º grupo, com outro infravermelho, os resultados alcançados foram: 1,20 mm ($\pm 0,6$), 0,80 mm ($\pm 0,7$) e 8,10° ($\pm 4,9$), respectivamente. Durante a cirurgia, a densidade óssea do sítio cirúrgico pode atrapalhar a exatidão da instalação dos implantes quando são usados os sistemas de monitoramento com infravermelho. Já os sistemas que utilizam a guia prototipada apresentam certa dificuldade na adaptação da guia sobre o tecido ósseo. O deslocamento da guia ou seu movimento pode interferir de forma substancial nos resultados. Não houve diferença significativa entre a guia confeccionada por estereolitografia e os sistemas de monitoramento óptico, as 2 técnicas dependem da exatidão obtida na TC.

Van de Velde et al. (2008) analisaram os desvios de posição e inclinação de implantes colocados em modelos de poliuretano misturado a sulfato de bário e com uma camada de silicone imitando a mucosa, sem a abertura de retalho e sem guia cirúrgico comparando os resultados com o planejamento ideal. Após a TC, foi realizado um planejamento virtual. Para avaliar se a experiência do cirurgião interferiu nos resultados, clínicos com diferentes graus de experiência foram recrutados para instalar implantes sem a abertura de retalho. Após as cirurgias, todos os modelos foram escaneados e as coordenadas dos implantes, planejados e executados, foram comparadas. Os autores concluíram que a localização tridimensional dos implantes instalados sem a abertura de retalho difere significativamente do planejado, apesar da presença de dentes vizinhos aos leitos implantares e a vasta informação tomográfica fornecida aos cirurgiões.

Vercruyssen et al. (2008) realizaram uma revisão da literatura sobre o uso da TC no planejamento de reabilitações orais e sua transferência para o campo cirúrgico através de uma guia prototipada. Os autores relataram que, nos anos 90, introduziu-se o método do duplo escaneamento, com o intuito de inserir o planejamento protético no exame tomográfico. Neste método, há uma guia tomográfica, que pode ser a duplicação de uma prótese pré-existente confeccionada com material radiopaco, como sulfato de bário, ou com cavidades preenchidas por guta percha. Esta guia é previamente submetida ao exame tomográfico e posteriormente o paciente se sujeita ao exame com a mesma posicionada na cavidade oral. As duas imagens são sobrepostas, pela coincidência das demarcações de guta percha e transferidas para um *software* de planejamento.

Misir et al. (2009) avaliaram uma das supostas desvantagens da técnica de cirurgia virtual guiada para a instalação de implantes, o fato da guia cirúrgica impedir a irrigação e a consequente refrigeração do tecido ósseo durante a osteotomia. Para isso, verificaram o calor gerado no osso por dois sistemas de fresas: com irrigação externa (A); outro com irrigação externa e interna (B) e; com e sem o uso de guias cirúrgicas prototipadas. Foi encontrada diferença estatisticamente significante nas profundidades de 3, 6 e 9 mm com e sem o uso de guias cirúrgicas. A temperatura média máxima alcançada com o uso de guias foi de 39,8° C e, sem o uso da guia, foi de 31,1° C. Portanto, os autores concluíram que existe o risco de injúrias térmicas ao tecido ósseo, já que a guia prejudica a irrigação durante a osteotomia.

Sohmura et al., em 2009, desenvolveram um novo sistema de guia à cirurgia de instalação de implantes, com simulação em computador. Um dispositivo *haptic*, que aumenta a sensibilidade tátil, foi utilizado para simulação e um modelo cirúrgico foi fabricado pelo método CAD/CAM. Guias cirúrgicas foram aplicadas em dois casos clínicos. As imagens tridimensionais (3D) do osso maxilar, a partir de dados da TC foram transferidos para o *software* e manipulados usando o dispositivo *haptic*. O local para a instalação dos implantes foi determinado após a avaliação da qualidade do osso e da posição do canal mandibular. O modelo cirúrgico foi projetado com facilidade utilizando o desenho livre CAD, função do dispositivo *haptic*. O modelo cirúrgico e o modelo ósseo foram fabricados. Uma simulação foi realizada para determinar o local de inserção do implante e com a utilização de guias confeccionadas sobre os modelos ósseos, em 2 casos clínicos. Em um caso, 3 implantes foram inseridos no maxilar inferior direito e, no outro caso, 7 implantes foram instalados no maxilar inferior desdentado. Durante a cirurgia, as guias foram bem fixadas no osso e as perfurações foram realizadas com sucesso em ambos os casos. Os autores concluíram que as simulações para guiar as posições para a instalação dos implantes utilizando o modelo cirúrgico podem contribuir para a realização de uma cirurgia mais segura e precisa.

Terzioglu et al. (2009) avaliaram um paciente que foi tratado com a instalação de prótese fixa implantossuportada, com planejamento prévio tridimensional assistido por computador. Paciente do gênero masculino, com 52 anos de idade, desdentado, foi submetido à TC, seus dados foram processados e usados para construir uma guia cirúrgica. Foram instalados 8 implantes dentários (Straumann, Suíça), com o auxílio da guia cirúrgica. Na sequência de um período de 5 meses de osseointegração, a estabilidade dos implantes foi confirmada com a utilização de um dispositivo Osstell. Foi confeccionada uma prótese parcial fixa implantossuportada, com 12 elementos. Após 6 meses, uma nova avaliação da TC foi realizada e as posições dos implantes foram comparados com os dados do planejamento do tratamento. Assim, os autores concluíram que o planejamento prévio com auxílio da TC e o uso do *software* na confecção da guia cirúrgica contribuíram para o sucesso deste caso.

Em 2009, Valente et al. avaliaram a precisão *in vivo* na instalação de implantes osseointegrados em 25 pacientes, em dois centros de tratamento. Foram

utilizadas guias cirúrgicas confeccionadas em modelos estereolitografados, baseados nos dados das TCs. O objetivo do estudo foi comparar as posições tridimensionais dos implantes planejados e instalados, por meio de nova TC obtida após a cirurgia. Foram avaliados os exames pré e pós-operatório, as posições reais do planejamento dos implantes e a precisão deste tipo de terapia. Dos 104 implantes inseridos com o método auxiliado por computador, 100 osseointegraram, dando uma sobrevida cumulativa de 96% (média de acompanhamento de 36 meses). No que diz respeito à precisão, 89 implantes foram disponíveis para comparação, as médias dos desvios laterais nas extremidades cervical e apical dos implantes foram de 1,4 mm e 1,6 mm, respectivamente. A média de desvio de profundidade foi de 1,1 mm e média do desvio angular foi de 7,9°. Houve uma correlação estatisticamente significativa na precisão de qualquer implante colocado com a mesma guia. Com base neste estudo clínico de 25 pacientes, os autores fizeram as seguintes observações: (1) cirurgia de implante guiada pelo computador, em dois centros de tratamento, teve uma alta probabilidade de osseointegração e (2) desvios das posições dos implantes planejados e os realizados nos atos cirúrgicos, existiram nas porções cervical e apical, bem como na angulação do implante. Os desvios foram inferiores a 2,0 mm em qualquer direção e menos de 8,0° na angulação.

Barnea et al. (2010) avaliaram em mandíbulas frescas de carneiros a exatidão de um sistema onde a guia é confeccionada em resina acrílica, inicialmente utilizada como guia tomográfica e, depois, após a instalação de dispositivos de posicionamento, torna-se uma guia cirúrgica. Após as tomografias e os planejamentos, a posição de cada implante foi representada por doze valores, os quais calibrados no dispositivo guiaram as perfurações e o posicionamento das anilhas na guia tomográfica. Após a instalação dos implantes, as mandíbulas dos carneiros foram submetidas a uma nova TC. Os autores concluíram que este sistema baseado na guia tomográfica e cirúrgica confeccionadas no laboratório de prótese é viável. O uso de uma mesma guia para a tomografia e para a cirurgia, torna este sistema mais preciso do que o que utiliza guias prototipadas.

Widmann et al. (2010) fixaram três implantes em maxilas e mandíbulas de cadáveres e encaixaram um dispositivo usado em cirurgia neurológica para procedimentos com um sistema de navegação óptica. As cirurgias de implantes foram virtualmente planejadas sobre os dados da tomografia e os modelos de gesso

correspondentes foram operados em um procedimento guiado pelo sistema de navegação óptica. Os modelos foram submetidos à tomografia e estas foram comparadas com o planejamento. Os pontos fixos intra-orais (implantes) suportaram com sucesso a guia radiográfica e os resultados foram semelhantes aos encontrados em guias suportadas por dentes.

Casap et al. (2011) estudaram a possibilidade do uso de cirurgia virtual guiada em Implantodontia para o planejamento e execução da instalação de 3 implantes em um padrão geométrico que se encaixe com precisão numa estrutura metálica pré-fabricada, simulando uma restauração provisória em carga imediata. Foram realizadas TCs de dez modelos mandibulares e planejados 3 implantes (dois nos pré-molares e um na área de primeiro molar) de cada lado da mandíbula, com o sistema IGI (Image Guided Implantology, Image Navigation Ltd, Moshav Ora, Israel). Com a utilização da técnica de navegação computadorizada em tempo real, foram inseridos 3 pinos metálicos paralelos e no padrão geométrico pré-definido foram confeccionados perfurações com diferentes diâmetros para avaliar a precisão de encaixe. Os autores concluíram que o sistema IGI permite o planejamento prévio para a instalação de implantes, em conjunto com o planejamento e execução de uma estrutura metálica pré-fabricada para carga imediata.

Novellino (2011) avaliou, se a alternativa de introduzir dispositivos para retenção e suporte, nas guias da técnica de cirurgia virtual guiada convencional, interfere na posição e inclinação de implantes no momento da sua instalação. Foram confeccionados 10 modelos simulando tecido ósseo, divididos aleatoriamente em 2 grupos: 5 com a guia tomográfica e cirúrgica da técnica convencional, denominado grupo controle (M); 5 com as guias fixadas a ortoimplantes modificados associados ao sistema de encaixe o'ring, representando o grupo experimental (MI). A avaliação dos resultados foi pela sobreposição dos planejamentos virtuais no *software* de planejamento, Implant Viewer® (Anne Solutions, São Paulo, SP), derivados de TCs iniciais, com as realizadas após a instalação dos implantes. Os resultados obtidos mostraram que não houve diferenças estatisticamente significantes para os desvios angulares ($p=0,3124$) e lineares ($p=0,11$). No entanto, os valores angulares individuais do grupo experimental (MI), mostraram ser mais próximos entre si, com menor variabilidade, quando comparados ao grupo controle. O autor concluiu que o uso de ortoimplantes associados ao sistema de encaixe o'ring, pode trazer

benefícios à técnica da cirurgia virtual guiada convencional, reduzindo as alterações de posicionamento dos implantes no momento da sua instalação.

Behneke et al. (2012) avaliaram a correspondência das posições e eixos entre o planejado e o executado de 132 implantes, em 52 pacientes parcialmente desdentados, em um estudo clínico prospectivo de abril de 2008 a março de 2010. Com os dados da TC Cone Beam, os implantes foram planejados virtualmente em *software* 3D. Foram confeccionadas guias cirúrgicas com anilhas de titânio. Os dados do planejamento pré-operatório e do tratamento executado foram sobrepostos, foram avaliados em TC os desvios lineares e angulares. A média dos desvios lineares no ombro e no ápice dos implantes foi de 0,27 mm e de 0,46 mm, respectivamente. O desvio angular médio foi de 1,84°. Os autores concluíram que o uso de guias cirúrgicas laboratoriais usando os dados da TC pode ser confiável na instalação de implantes em pacientes parcialmente desdentados.

D'haese et al. (2012) realizaram uma revisão de literatura sobre a acurácia e as complicações cirúrgicas e protéticas, usando guias cirúrgicas esterolitográficas para a reabilitação de implantes. Dos trabalhos selecionados, 10 relataram desvios entre o planejamento pré-operatório e a instalação do implante. Um estudo *in vitro* relatou um desvio médio de 1,0 mm na região apical dos implantes. Outros 3 estudos demonstraram um desvio na região apical variando entre 0,6 e 1,2 mm. Já em 6 estudos *in vivo*, o desvio apical foi entre 0,95 e 4,5 mm. Seis trabalhos relataram sobre as complicações em 42% dos casos quando a cirurgia virtual guiada foi combinada com carga imediata. Os autores concluíram que desvios substanciais são encontrados entre o planejamento virtual e a posição realmente obtida do implante, portanto há cuidados a serem tomados sempre que aplicar esta técnica em uma base rotineira.

Di Giácomo et al. (2012) avaliaram a exatidão e complicações da instalação de implantes por meio de cirurgia virtual guiada sem retalho e instalação imediata da prótese definitiva. Foram instalados 60 implantes e 12 próteses definitivas imediatas, em 12 pacientes. Os desvios lineares (coronal e apical) e angulares foram medidos e comparados entre o planejado e o executado. Os pacientes foram acompanhados por 30 meses e as complicações cirúrgicas e protéticas foram documentadas. O desvio angular médio foi de 6,53° ($\pm 4,31$). Os desvios lineares coronal e apical médios foram de 1,35 mm ($\pm 0,65$) e 1,79 mm ($\pm 1,01$), respectivamente. Os desvios

lineares coronal e apical foram $< 2,0$ mm em 82,67% e 58,33% dos implantes instalados, respectivamente. A taxa de complicação total foi de 34,41%. Esta taxa refere-se à instabilidade do implante, dor prolongada, desvio da linha média da prótese, fratura da prótese, entre outras. As taxas de sobrevida cumulativa para implantes e próteses foram de 98,33% e 91,66%, respectivamente. Os autores concluíram que a cirurgia virtual guiada sem retalho para a instalação de implantes dentários ainda requer melhorias na técnica e pode ser considerada como em fase de desenvolvimento.

Papaspyridakos et al. (2012) relataram o caso clínico de um paciente totalmente desdentado com cirurgia virtual guiada sem retalho, para a instalação de 4 implantes. Esse tratamento permitiu uma restauração fixa provisória, o que proporcionou maior conforto ao paciente, pois teve um pós-operatório com mínimas sequelas. Após 3 anos de acompanhamento, as taxas de sobrevivência dos implantes e da prótese foi de 100%, sem complicações.

2.4 ADAPTAÇÃO MARGINAL

A adaptação passiva de próteses sobre implantes foi definida primeiramente por Brånemark (1983), afirmando que 10µm era o intervalo máximo entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários a fim de possibilitar a maturação e a remodelação óssea em resposta às cargas oclusais.

Jemt (1991) realizou um acompanhamento de 391 próteses parciais fixas sobre implantes ao longo do primeiro ano de instalação. Com relação à perda de implantes, 1,1% falharam entre a instalação do implante e confecção da prótese, enquanto 12% dos implantes que receberam carga falharam durante o primeiro ano de função. As complicações encontradas com mais frequência foram: problemas com a fala (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação – 1,7%) e fratura da estrutura metálica de ouro (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes (implantes, parafusos e pilares) e 69,3% apresentaram os parafusos estáveis não havendo necessidade de apertamento. Salientou que quando o desenho da prótese é adequado, sendo esta rígida e com adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e a incidência dessa falha é maior no primeiro ano de função. Poucos problemas comprometeram a estabilidade contínua das próteses fixas, a maior parte fácil de serem resolvidos.

Para Goll (1991) há uma grande dificuldade em se obter uma infraestrutura com perfeita adaptação, já que todo passo da confecção de uma prótese implanto-suportada é crítico. O autor sugeriu algumas soluções para melhorar a precisão das próteses, assim como reduzir alguns erros: usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; checar a adaptação do cilindro e dos transferentes nos intermediários, para assegurar-se que todos os componentes se adaptem adequadamente; cobrir os intermediários com a capa de proteção para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo; verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, o qual deve ser construído um dia antes; usar pinos de laboratório novos para as fases laboratoriais e para avaliar a adaptação da peça clinicamente; o teste da infraestrutura deve ser feito com um parafuso no implante mais distal; limpar a superfície de contato do cilindro com solvente de cera

antes da inclusão; usar capas de proteção de cilindro durante o acabamento e polimento da infraestrutura; para fundição de próteses extensas usar cilindros de 4,0 mm – a infraestrutura será mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com a guia.

Para Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluindo moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, revestimento, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável, conferindo longevidade à prótese.

Wee et al. (1999) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de encontrar uma adaptação passiva das próteses sobre implantes. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos e mostraram estratégias para melhorar a adaptação das próteses sobre implantes. Os autores observaram que muitos métodos têm sido cientificamente comprovados para isto acontecer. A maioria das estratégias testadas resultaria em uma pequena interface da infraestrutura com o intermediário do implante. Os autores concluíram que muitos fatores impedem que o conceito de “adaptação passiva” possa ser encontrado nas próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas.

Sartori et al. (2004) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em liga de ouro e Ti cp. Os desajustes entre os componentes protéticos e os pilares de suporte foram mensurados em microscópio ótico, antes e após as peças serem submetidas ao processo de eletroerosão. De acordo com os resultados, antes da passivação das estruturas, as peças fundidas em liga de ouro apresentaram níveis de adaptação significativamente superiores às estruturas de Ti cp. Após eletroerosão, houve diminuição considerável dos desajustes protéticos de todas as estruturas, sendo que a liga de ouro manteve melhores resultados em relação ao Ti cp. Os autores concluíram que estruturas fundidas em Ti cp apresentam níveis de adaptação marginal inferiores àqueles obtidos com liga de ouro, contudo esses desajustes podem ser minimizados pelo processo de eletroerosão.

Castilio et al. (2006) avaliaram a adaptação da interface intermediário e componentes protéticos (cilindros) fundidos em titânio e cobalto-cromo em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Foram utilizados 30 cilindros torneados em plástico e 15 barras cilíndricas para a interligação dos cilindros. Cada corpo de prova apresentava três componentes protéticos unidos entre si. Um total de 10 corpos de prova foi realizado, sendo que destes, 5 foram fundidos em titânio e os outros 5 fundidos em liga de cobalto-cromo. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a laser, com a utilização de um microscópio comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentaram uma maior interface, com desajuste médio de 26,16 μm , que as mesmas após a soldagem a laser, com desajuste médio de 19,94 μm . Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes também entre os dois materiais utilizados, sendo que o titânio, com desajuste médio de 21,26 μm , apresentou melhores resultados que o cobalto-cromo, com desajuste médio de 24,84 μm .

Ersoy et al. (2008) avaliaram o desvio de posição e inclinação de implantes planejados e colocados usando guia cirúrgica confeccionada por estereolitografia. Após a sequência cirúrgica, foi feita a instalação da prótese provisória e seu ajuste, inclusive oclusal. Nova TC foi realizada. A localização e a inclinação dos implantes planejados e colocados foram comparadas com o uso de um programa de computador que sobrepôs as imagens tomográficas pré e pós-cirúrgicas por meio da sobreposição de pontos anatômicos específicos. Para cada implante foram demarcados dois pontos: um chamado de “*neck point*”, no centro da porção mais coronal e o “*apical point*”, no centro do ápice do implante. Analisando os 94 implantes colocados, a média de desvio no longo eixo do planejado para o colocado foi $4,9^\circ \pm 2,36^\circ$. A média de desvio da distância entre o planejado e o colocado foi de $1,22 \pm 0,85$ mm no pescoço do implante (*neck point*) e de $1,51 \pm 1$ mm no ápice. As diferenças entre o planejado e o colocado devem resultar de micro-movimentos das guias cirúrgicas, pois estas não foram parafusadas ao osso. A guia cirúrgica confeccionada pelo método de estereolitografia com o auxílio do computador é uma ferramenta precisa para transferir o planejamento virtual do computador para a cirurgia.

Tiossi et al. (2010) avaliaram o efeito de um método modificado para a seção de peças soldadas a laser e assim verificar se há relação quanto ao desajuste marginal. Foram confeccionadas 6 infraestruturas de três elementos cada, fundidas com titânio comercialmente puro (Ti cp) e liga de Ni-Cr (níquel-cromo), grupo controle. Para a avaliação do ajuste das peças foi utilizado um microscópio óptico. Os testes foram feitos com os dois parafusos das peças apertados e quando somente um parafuso era apertado. Os dados foram submetidos a tratamento estatístico ANOVA e Tukey-Kramer. Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa entre as peças quando realizados os testes do parafuso único e que o seccionamento diagonal, foi capaz de reduzir o desajuste e também melhorar os níveis de passividade das peças de Ti cp.

Torres et al. (2011) verificaram a adaptação marginal entre os pilares intermediários e infraestruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais e sua correlação entre as tensões geradas na interface implante-material, pela análise fotoelástica. Para tanto, utilizando cilindros calcináveis, foram enceradas 15 infraestruturas para próteses implanto-suportadas sobre o modelo, simulando o posicionamento de cinco implantes na região intermentoniana. As infraestruturas metálicas foram divididas em 3 grupos de cinco e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro grau I (Ti cp), liga de cobalto-cromo (Co-Cr) ou liga de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). A adaptação marginal foi avaliada, em microscópio óptico, quanto à passividade, por meio do teste de único parafuso, com aperto alternado nos implantes distais A e E, e quanto aos níveis de desajuste vertical, com todos os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm. As tensões geradas na área correspondente à região de crista óssea marginal em torno dos implantes foram avaliadas por meio de análise fotoelástica quantitativa empregando o método de compensação de Tardy. Após análise estatística dos resultados ($p < 0.05$), verificou-se que, nos testes de passividade, o Ti cp apresentou resultados significativamente superiores de adaptação quando comparado às ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti, as quais não apresentaram diferenças estatísticas entre si. O Ti cp foi semelhante à liga de Ni-Cr-Ti quanto aos níveis de desajuste vertical e tensões impostas aos implantes, com resultados superiores àqueles obtidos com a liga de Co-Cr. Foram aplicados testes de correlação entre as tensões fotoelásticas e os seguintes parâmetros: desajuste vertical, passividade média, adaptação marginal absoluta e percentual de

redução de desajuste. Verificou-se correlação significativa apenas entre os valores de adaptação marginal absoluta e tensões geradas pelas estruturas de Ni-Cr-Ti. Concluiu que estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguido das ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente. Dentre os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo geral, não foram verificadas correlações entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes.

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo analisar a adaptação marginal de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes instalados na maxila, por meio das técnicas de cirurgia virtual guiada convencional e modificada, com auxílio de ortoimplantes associados ao sistema de retenção o'ring, em modelos experimentais.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os materiais empregados nesta pesquisa estão relacionados no quadro 4.1

(Continua)

MATERIAL	NOME COMERCIAL	EMPRESA
Análogos	Análogos do implante	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Anilhas para guia cirúrgica	Anilha Slice Guide	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Balança de precisão	Modelo AS 5500	Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda. São Paulo, SP.
Bastão de guta percha	Guta Percha Odahcam	Dentsply Indústria e Comércio Ltda. Petrópolis, RJ.
Branco de Espanha	K – Dent	Quimidrol Comércio Indústria Importação Ltda. Joinville, SC.
Catraca torquímetro	Catraca torquímetro	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Cera rosa 7	Wilson	Polidental Indústria e Comércio Ltda. São Paulo, SP.
Cilindro	Coping's de titânio	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Contra-ângulo	16:1	VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda. São Paulo, SP.
Copos plásticos descartáveis	Dixie	Dixie Toga S/A Londrina, PR.
Delineador	B2	Bio Art Ltda. São Carlos, SP.
Dentes artificiais	Trilux Eurovipi	VIPI Produtos Odontológicos. Pirassununga, SP.
Espátula n° 36	Espátula 36 Duflex	S.S. White Artigos Dentários Ltda. Rio de Janeiro, RJ.
Farinha de osso	West Garden	Agrofor Comércio e Indústria Ltda. Poços de Caldas, MG.
Fresa	Modelo 1572	Edenta AG Dental Rotary Instruments Hauptstrasse, Suíça.
Fresa	Modelo 1510	Edenta AG Dental Rotary Instruments Hauptstrasse, Suíça.
Fresa cilíndrica	Modelo 1503	Edenta AG Dental Rotary Instruments Hauptstrasse, Suíça.
Gesso comum - Tipo II	Polident II	Polidental Indústria e Comércio Ltda. São Paulo, SP.
Gesso especial - Tipo IV	Durone IV	Dentsply Indústria e Comércio Ltda. Petrópolis, RJ.
Gesso especial - Tipo IV	Elite Rock	Zhermack Beyond Innovation SpA. Badia Polesine, Itália.
Gesso pedra – Tipo III	Herodent	Vigodent S/A Indústria e Comércio. Rio de Janeiro, RJ.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	EMPRESA
Implante dentário osseointegrável	Parafuso Cortical de Titânio Master	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Isolante para resinas acrílicas	Cel – Lac	S.S. White Artigos Dentários Ltda. Rio de Janeiro, RJ.
Kit cirúrgico para cirurgia virtual guiada	SliceGuide	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Lixa n° 100	Norton 100	Saint Globain Abrasivos Ltda. São Paulo, SP.
Manequim de uso laboratorial em Odontologia	Fanto Dentes	Fanto Dentes Comercial Ltda. Perus, SP.
Microscópio comparador	TM300 Series 176	Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão.
Mini pilar	Micro-unit's de 2,0 mm de altura	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Monômero de resina acrílica quimicamente ativada	Jet – Acrílico auto polimerizante	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. São Paulo, SP.
Motor de chicote	851 – Aparelho de brocar 110V e caneta blindada com pinça	Metalúrgica Fava. São Paulo, SP.
Motor de implante	BLM 350	VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda. São Paulo, SP.
Mufla plástica para micro-ondas	BMF 2	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. São Paulo, SP.
Ortoimplante modificado	Parafuso Cortical Master Ortoimplante O'Ring	Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá, SP.
Pedra pomes	Asfer	Asfer Indústria Química Ltda. São Caetano do Sul, SP.
Pincel n° 0 e 14	Pônei 0 e 14	Pincéis Tigre S/A Castro, PR.
Polímero de resina acrílica quimicamente ativada incolor	Jet – Acrílico auto polimerizante	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. São Paulo, SP.
Polímero de resina acrílica quimicamente ativada rosa	Jet – Acrílico auto polimerizante	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. São Paulo, SP.
Politriz	Flex Jowa	Flex Jowa Barueri, SP.
Pote dappen	Pote dappen	Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda. São Paulo, SP.
Pote de resina com tampa	Pote de resina com tampa	Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda. São Paulo, SP.
Resina acrílica autopolimerizável vermelha	Duralay vermelho	Polidental Ltda. Cotia, SP.
Silicone de condensação	Oranwash	Zhermack Beyond Innovation SpA. Badia Polesine, Itália.
Silicone de laboratório	Zetalabor	Zhermack Beyond Innovation SpA. Badia Polesine, Itália.
Silicone industrial	Aerojet	Aerojet Ltda. São Paulo, SP.
Silicone Pesilox	Pesilox Fluido	Adespec Adesivos Especiais S/A. Taboão da Serra, SP.
Software de Planejamento	Implant Viewer	Anne Solutions. São Paulo, SP.
Tomógrafo Cone Beam	i-Cat	i-Cat Imaging Sciences. Hatfield, EUA.

Quadro 4.1 – Materiais empregados na pesquisa

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Confeção dos modelos experimentais

Foram confeccionados dez modelos experimentais de maxila totalmente desdentada, com um material simulando tecido ósseo, denominado *Bonecryl* (Novellino, 2011). O *Bonecryl* é composto por resina acrílica quimicamente ativada (Jet – Acrílico auto polimerizante, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP) e farinha de osso (West Garden, Agrofor Comércio e Indústria Ltda., Poços de Caldas, MG), um fertilizante resultante da queima e trituração de restos de animais abatidos para utilização da carne e do couro.

A proporção da mistura dos dois materiais foi de uma parte de polímero de resina acrílica incolor (25,00 g) para três de farinha de osso (75,00 g), ambos pesados em balança de precisão, modelo AS 5500 (Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda., São Paulo, SP), pertencente ao Departamento de Prótese da FOU SP. A quantidade de monômero (Jet – Acrílico auto polimerizante, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP) utilizada na mistura foi de acordo com as recomendações do fabricante.

As características principais resultantes deste material são a radiopacidade e a consistência semelhante ao osso humano (Novellino 2011) (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Radiografia de um implante instalado no *Bonecryl*, mostrando a semelhança de sua radiopacidade ao osso humano

A metodologia empregada para a realização desta pesquisa envolveu o desenvolvimento de um dispositivo especial, um ortoimplante modificado associado ao sistema de encaixe tipo o'ring, denominado *Parafuso Cortical Master Ortoimplante O'Ring*. O ortoimplante modificado foi desenvolvido pela Empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP (Figura 4.2), para a modificação da técnica de cirurgia virtual guiada. Assim, o seu principal objetivo foi de melhorar a fixação das guias tomográfica e cirúrgica.

Figura 4.2 – **A.** Ortoimplante; **B.** Parafuso Cortical Master Ortoimplante O'Ring, da Empresa Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

Os modelos foram obtidos a partir de um manequim didático utilizado para atividades práticas laboratoriais no ensino de Odontologia (Fanto Dentes - Fanto Dentes Comercial Ltda., Perus, SP). O arco superior deste manequim foi preparado para tornar-se totalmente desdentado, com a remoção dos dentes dos “alvéolos” e suas cavidades obliteradas com resina acrílica quimicamente ativada (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Manequim didático de uso odontológico com “alvéolos” obliterados

Este arco superior totalmente desdentado foi moldado com borracha de silicone industrial (Aerojet - Aerojet Ltda., São Paulo, SP). Na sequência, foi vertido gesso pedra Tipo III, Herodent (Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ), obtendo-se um modelo prévio inicial (Figura 4.4).

Figura 4.4 - **A.** Molde em silicone industrial; **B.** Modelo prévio inicial

Este modelo foi submetido a um desgaste de 2,00 mm em toda a superfície do rebordo e do palato. O intuito deste desgaste foi de criar um alívio para a confecção de uma gengiva artificial em silicone sobre o modelo de *Bonecryn*, simulando a mucosa gengival. O desgaste foi realizado por meio de várias perfurações no modelo de gesso, com broca esférica de 2,00 mm de diâmetro (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Vistas oclusal e frontal do modelo com perfurações, respectivamente (**A** e **B**)

Com uma fresa Modelo 1510 (Edenta AG Dental Rotary Instruments, Hauptstrasse, Suíça) os diversos pontos foram unidos de tal forma, que ao final, o modelo todo tinha um desgaste de 2,00 mm (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Vistas oclusal e frontal do modelo com desgaste total, respectivamente (A e B)

O modelo com desgaste total (Figura 4.6) foi incluído em uma mufla plástica para microondas BMF 2 (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP), com gesso comum (Polident II - Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP) e silicone de laboratório Zetalabor (Zhermack Beyond Innovation SpA, Itália). A seguir, foi prensado o *Bonecryn*, obtendo o modelo desejado (Figura 4.7).

Figura 4.7 – Modelo de *Bonecryn*

Posterior à polimerização, foi aplicada uma camada de um material simulador de mucosa gengival. Este material foi composto por silicone, Pesilox (Pesilox Fixtudo – Adespec Adesivos Especiais S/A, Taboão da Serra, SP), comumente utilizado na vedação hidráulica caseira, e polímero de resina acrílica rosa (Jet – Acrílico auto polimerizante - Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP) na proporção de 5,00 g de polímero de resina para 20,00 g de Pesilox. A utilização deste material foi para obter características próximas às da mucosa gengival, como a resiliência, aparência e cor.

Para a confecção da gengiva artificial, com o material descrito acima, verteu-se cera 7 plastificada (Wilson – Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP) sobre o modelo de *Bonecryl* no molde de silicone de laboratório Zetalabor (Zhermack Beyond Innovation SpA, Itália), realizado anteriormente. Assim, obteve-se um modelo em cera (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Vistas oclusal e lateral do modelo em cera, respectivamente (A e B)

Este modelo em cera foi incluído em uma nova mufla plástica com gesso especial tipo IV (Durone IV, Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ) e, nesta mufla, o modelo de *Bonecryl*, com sua porção gengival reduzida e o material simulador de mucosa gengival, foram prensados para a obtenção do modelo final utilizado nesta pesquisa (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Modelo de *Bonecryl* com o material simulador de mucosa gengival

Assim, foram confeccionados dez modelos idênticos, usando sempre as mesmas muflas, tanto no vazamento do *Bonecryl*, como para a confecção da mucosa gengival, em outra mufla (Figura 4.10).

Figura 4.10 – Modelos de gesso e de cera incluídos nas duas muflas (**A** e **B**, respectivamente)

Para avaliar as características do modelo resultante foi realizada uma tomografia teste, na *Contrast Diagnósticos por Imagem* (Taboão da Serra, SP), onde foi possível concluir que o modelo apresentou características de radiopacidade de um osso denso, apresentando um valor aproximado de 1.700 HU (Hounsfield Units) (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Corte tomográfico mostrando a densidade do *Bonecryn*

4.2.2 Obtenção das guias tomográficas

Sobre o modelo-padrão foi realizada a ceroplastia e a montagem de dentes artificiais (Dentes Trilux, VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) para uma prótese total convencional (Figura 4.12), seguindo o alinhamento oclusal do arco antagonista do manequim e os critérios de oclusão e estética, preconizados por Tamaki, em 1983.

Figura 4.12 – Ceroplastia diagnóstica com a montagem de dentes

Após a conclusão da montagem dos dentes, a ceroplastia de diagnóstico foi incluída em uma mufla com a utilização de silicone de laboratório Zetalabor (Zhermack Beyond Innovation SpA, Itália) e gesso comum (Polident II – Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP). Após a cristalização do gesso, a cera, a base de acrílico e os dentes de estoque foram removidos do interior da mufla. A seguir, a resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet – Acrílico auto polimerizante - Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP) foi prensada. Neste processo foram obtidas duas próteses totais, com bases e dentes incolores, denominadas guias tomográficas (Figura 4.13).

Figura 4.13 – Guia tomográfica em acrílico incolor

As duas guias tomográficas receberam marcações radiopacas de guta percha termoplastificada (Odahcam, Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ) nas flanges vestibulares, logo acima dos primeiros pré-molares e dos primeiros molares superiores, e na região da papila incisiva. Estas foram confeccionadas por meio de perfurações de 2,00 mm de diâmetro e 2,00 mm de profundidade, realizadas com uma fresa cilíndrica Modelo 1503 (Edenta AG Dental Rotary Instruments, Hauptstrasse, Suíça). As cavidades obtidas foram preenchidas com a guta percha (Figura 4.14).

Figura 4.14 – Marcações radiopacas de guta percha na guia tomográfica

4.2.3 Grupos experimentais

Os dez modelos experimentais foram divididos em dois grupos: Grupo I (GI, cinco modelos) e Grupo II (GII, cinco modelos), conforme mostra o quadro 4.2.

Grupos	n° de modelos experimentais	n° total de implantes	Descrição da técnica
GI	05	20	Fixação da guia cirúrgica prototipada convencionalmente.
GII	05	20	Utilização de 3 ortoimplantes para auxiliar a fixação da guia tomográfica e da guia cirúrgica prototipada.
N total	10	40	

Quadro 4.2 – Grupos experimentais

Nos modelos do GI as guias, tomográfica e cirúrgica, foram confeccionadas de maneira convencional, conforme descrito anteriormente. No GII, as guias, tomográfica e cirúrgica, foram fixadas ao modelo experimental por meio de ortoimplantes modificados (Parafuso Cortical Master Ortoimplante O'Ring, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) (Figura 4.15), instalados previamente à realização da tomografia.

Figura 4.15 – **A.** Sistema de encaixe o'ring; **B.** Ortoimplante modificado

Uma das guias tomográfica já confeccionada foi selecionada aleatoriamente para ser utilizada como guia tomográfica modificada do GII.

Foram instalados três ortoiimplantes modificados dispostos em triângulo nos modelos experimentais do GII, sendo um na região da linha média, entre os incisivos centrais e os outros, na região de segundo molar, bilateralmente. Para garantir que a sua posição fosse sempre a mesma, no mesmo eixo e mesma profundidade, foi idealizada a confecção de um dispositivo de resina acrílica quimicamente ativada e tubos metálicos com diâmetro igual ao da broca usada na instalação dos ortoiimplantes (Figura 4.16 A). Assim, os modelos foram perfurados na mesma posição e no mesmo eixo para todos os ortoiimplantes modificados. Os ortoiimplantes foram introduzidos no modelo até o contato da mucosa artificial com a aba metálica presentes nestes (Figura 4.16 B).

Figura 4.16 - **A.** Dispositivo usado na orientação da instalação dos ortoiimplantes modificados; **B.** Ortoiimplantes modificados instalados no modelo

Seguindo esta metodologia, foram instalados quinze ortoiimplantes modificados para os cinco modelos do GII. As cápsulas metálicas com encaixe tipo o'ring foram posicionadas em um dos modelos do GII (Figura 4.17).

Figura 4.17 - **A.** Cápsulas metálicas encaixadas sobre a cabeça dos ortoiimplantes modificados; **B.** Em detalhe

A guia tomográfica modificada do GII foi desgastada internamente, de tal forma, que o posicionamento das cápsulas metálicas não interferisse no seu assentamento sobre o modelo (Figura 4.18).

Figura 4.18 – Guia tomográfica do GII com alívio

As cápsulas metálicas encaixadas sobre a cabeça dos ortoiimplantes modificados foram capturadas com resina acrílica quimicamente ativada no próprio modelo do GII (modelo-padrão II), com a técnica preconizada para esse fim (Figura 4.19).

Figura 4.19 – Cápsulas metálicas para encaixe o'ring capturadas na guia tomográfica do GII

4.2.4 Tomografias Computadorizadas - TCs

Foi escolhido aleatoriamente um modelo de cada grupo, com os quais foram realizadas duas TCs iniciais. Assim, apenas um modelo de cada grupo serviu de base para o planejamento dos demais. Um único planejamento foi realizado para os modelos do GI e um para os modelos do GII, gerando a confecção de uma guia cirúrgica para cada grupo.

As TCs foram realizadas com um tomógrafo, do tipo Feixe Cônico (Cone Beam), modelo *i-Cat* (i-Cat Imaging Sciences, Hatfield, EUA) na Contrast Diagnósticos por Imagem (Taboão da Serra, SP) e foi utilizada a técnica do duplo “escaneamento”; primeiramente do modelo com a guia tomográfica posicionada no modelo e, em seguida, apenas da guia. Os dados foram obtidos no formato *DICOM* (Digital Imaging and Communications in Medicine). Esses arquivos são extremamente pesados e precisaram ser convertidos para arquivos do tipo *Bitmap* (BMP) e, posteriormente, em arquivos do tipo *STL* (Standard Triangle Language). Os dados foram exportados para o programa de manipulação de imagem *Implant Viewer* (Anne Solutions, São Paulo, SP). Foi realizado planejamento virtual para a instalação de quatro implantes para os dois grupos, GI e GII.

4.2.5 Planejamento Virtual

Com o *Implant Viewer*[®] (Anne Solutions, São Paulo, SP), as imagens puderam ser manipuladas e, com base nas informações da guia tomográfica, foi realizado um planejamento virtual para a instalação de quatro implantes, posicionados nas regiões mais adequadas proteticamente, bem como, de acordo com as possibilidades e limitações anatômicas. Para efeito de pesquisa, decidiu-se posicionar os implantes na região mesial dos caninos bilateralmente (dentes 13 e 23) e mesial de primeiros molares bilateralmente (dentes 16 e 26). Os implantes foram planejados, no sentido vestibulo-lingual, no centro do rebordo e o prolongamento protético também ficou em posição ideal, ou seja, no centro das coroas dos molares e na região de cingulo dos caninos. Os planejamentos para os grupos GI e GII foram semelhantes. Foram planejados pinos de ancoragem transversal para as duas guias cirúrgicas (Figura 4.20).

Figura 4.20 - Software *Implant Viewer* – planejamento virtual do grupo GI

Os dados do planejamento virtual dos modelos foram enviados pela internet à Empresa *Artis Tecnologia* (Brasília, DF), que produziu as duas guias cirúrgicas pela técnica de PR (estereolitografia) do GI e GII (Figura 4.21).

Figura 4.21 – Guia cirúrgica prototipada do GI

Estas guias foram provadas nos cinco modelos de cada grupo e foi possível perceber desadaptação das guias em todos os modelos. Não foram realizados ajustes para poder manter a fidelidade do planejamento e não mascarar imperfeições da técnica (Figura 4.22).

Figura 4.22 – Vista posterior e lateral da desadaptação da guia cirúrgica prototipada no modelo

Nos modelos do GII, a guia cirúrgica foi fixada de forma diferente do convencional. Além da fixação horizontal na região vestibular da guia por meio dos pinos de fixação, ela recebeu cápsulas para o encaixe do tipo o'ring e, por meio destas, a guia pôde ser fixada aos ortoimplantes modificados. A guia do GII foi testada nos modelos do grupo e as três cápsulas foram capturadas com resina acrílica, como descrito para a guia tomográfica (Figura 4.23).

Figura 4.23 – Guia cirúrgica estereolitográfica do GII, com as cápsulas capturadas

4.2.6 Etapa protética

Foram posicionadas as guias de fresas de diâmetro 4,15 da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) nas suas anilhas das guias cirúrgicas do GI e GII. Os análogos dos quatro implantes da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) foram parafusados diretamente nos seus respectivos montadores. O conjunto do análogo do implante e do montador foi posicionado, com auxílio da guia de fresa de diâmetro 4,15 mm, na guia cirúrgica de cada grupo (Figura 4.24).

Figura 4.24 – **A.** O conjunto do análogo e do montador posicionado na guia cirúrgica, com auxílio da guia de fresa Ø 4,15; **B.** Os quatro análogos posicionados na guia cirúrgica do GI

Os quatro montadores foram unidos com fio dental com a técnica do pincel (Nealon), com resina acrílica autopolimerizável vermelha Duralay (Polidental Ltda., Cotia, SP). O mesmo procedimento foi realizado na face interna das guias, unindo os ápices dos análogos entre si (Figura 4.25).

Figura 4.25 – Montadores e análogos unidos, vista externa e interna da guia cirúrgica (**A** e **B**, respectivamente)

O silicone de condensação *Oranwash* (Zhermack Beyond Innovation SpA, Itália) foi manipulado e adaptado na região interna das guias cirúrgicas, simulando a gengiva artificial. Foi vazado gesso especial Tipo IV *Elite Rock* branco (Zhermack Beyond Innovation SpA, Itália) sobre o silicone. Nessa fase, foram obtidos os modelos de trabalho (MGI e MGII) a partir das guias cirúrgicas (Figura 4.26).

Figura 4.26 – Vista oclusal do modelo MGI, sem e com a gengiva artificial (A e B, respectivamente)

Foram instalados quatro micro-unit's de 2,00 mm de altura da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) sobre os quatro análogos dos modelos MGI e MGII (Figura 4.27).

Figura 4.27 – A. Micro-unit's instalados nos modelos MGI e MGII; B. Em detalhe

Os quatro coping's de titânio da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) foram posicionados e parafusados nos micro-unit's dos modelos MGI e MGII (Figura 4.28). Foi construída e fundida em titânio uma barra tipo prótese fixa, de acordo com o protocolo Brånemark, pelo Laboratório Toledo (Indaiatuba, SP), para cada grupo (Figura 4.29).

Figura 4.28 – Copings dos micro-unit's de titânio instalados no modelo MGI, vista oclusal e frontal (**A** e **B**, respectivamente)

Figura 4.29 – **A.** Vista frontal da barra fundida em titânio; **B.** Barras instaladas nos modelos MGI e MGII

4.2.7 Etapa cirúrgica

Foi utilizado o kit cirúrgico Slice Guide (Figura 4.30) da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) para a instalação dos implantes.

Figura 4.30 – Kit cirúrgico Slice Guide

Este kit apresenta fresas com comprimento maior, montadores especiais mais longos e um dispositivo metálico fixado à caixa do kit que permite a troca do montador que acompanha o implante, pelo montador especial. Apresenta ainda, dispositivos que, por meio de perfurações planejadas no planejamento virtual, fixam as guias no sentido horizontal; e outros, que auxiliam na fixação da guia no sentido vertical, após a instalação de um ou mais implantes. Estes últimos são como montadores, porém, apresentam uma aba metálica que fixa a guia ao implante por meio da anilha. Nas anilhas da guia cirúrgica é encaixado um dispositivo que apresenta o diâmetro um pouco maior (0,20 mm) que a sua respectiva fresa, de forma a guiá-la na osteotomia correta. Esses dispositivos têm os seguintes diâmetros internos: 2,00 mm; 2,80 mm; 3,00 mm; 3,15 mm; 3,35 mm e 4,15 mm. Todos apresentam fresas correspondentes com exceção do de 4,15 mm, o qual é utilizado para guiar a instalação do implante.

Com as guias cirúrgicas de cada grupo fixadas nos modelos, quatro implantes modelo *Master* (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) plataforma hexágono externo, 4,00 mm de diâmetro e 11,50 mm de comprimento, foram instalados em cada modelo, conforme preconiza a técnica da cirurgia virtual guiada.

Nos modelos do GII a guia cirúrgica foi fixada de forma diferente do convencional, pois além da fixação horizontal na região vestibular, a guia foi fixada aos três ortoimplantes modificados instalados em cada modelo (Figura 4.31).

Figura 4.31- Fixação da Guia Cirúrgica nos grupos GI e GII (A e B, respectivamente)

Os procedimentos seguintes do processo na etapa cirúrgica foram os mesmos para os dois grupos.

Os implantes foram instalados segundo uma orientação diagonal, para melhor estabilização da guia no modelo, na seguinte sequência, em todos os modelos (Figuras 4.32-4.35):

- 1º implante na região do dente 26, denominado D;
- 2º implante na região do dente 13, denominado B;
- 3º implante na região do dente 16, denominado A;
- 4º implante na região do dente 23, denominado C.

Figura 4.32 – Instalação do implante D, na região do dente 26

Figura 4.33 – Sequência seguida na instalação dos implantes (D, B, A e C)

Figura 4.34 – Os 4 implantes instalados em um modelo do GI

Figura 4.35 – Implantes instalados nos cinco modelos do GI

Foram instalados e parafusados quatro micro-unit's de 2,00 mm de altura (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) em cada implante dos modelos dos grupos GI e GII (Figura 4.36).

Figura 4.36 – Modelos do GI e do GII, respectivamente, com os micro-unit's instalados em todos os implantes

4.2.8 Mensuração da adaptação marginal

Cada infraestrutura metálica foi posicionada no modelo de cada grupo em três diferentes métodos de aperto: com o parafuso protético correspondente ao implante A apertado manualmente até o ponto de se sentir apenas a fixação do parafuso nas roscas (*Passividade A*); com o parafuso D apertado em condições semelhantes ao parafuso A (*Passividade D*); e por fim, com todos os parafusos apertados seguindo sempre a sequência de aperto D-B-A-C (*Todos*), recebendo um torque de 10 Ncm, padronizado pelo uso de catraca torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP) (Figura 4.37).

Figura 4.37 – Em **A**, Catraca torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP). Em **B**, a estrutura metálica instalada nos quatro implantes de um modelo do GII, recebendo torque de 10 Ncm

Os dados foram obtidos pela leitura das faces mesial e distal da interface micro-unit/infraestrutura metálica, em todos os implantes (sítios A, B, C, D), nos três métodos de aperto anteriormente citados (Figura 4.38).

Figura 4.38 – Mensuração das faces mesial e distal dos implantes A, B, C e D

Considerou-se a extremidade de cada um dos componentes protéticos, as medidas foram realizadas tanto no sentido horizontal quanto no vertical (Figura 4.39).

A **B**
Figura 4.39 – Desajuste da interface micro-unit / infraestrutura metálica nos sentidos horizontal e vertical (**A** e **B**), respectivamente

Foi utilizado um microscópio comparador TM300 (Series 176, Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão) com ampliação de 30X e precisão de 0,001 mm, do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo (Figura 4.40).

Figura 4.40 – Microscópio comparador TM300 do Departamento de Prótese da FOU SP

As mensurações foram repetidas por duas vezes pelo mesmo examinador para evitar erros. Dos resultados foi obtida uma média final para cada situação.

4.2.9 – Análise estatística

Os dados foram submetidos à análise estatística, com os testes não paramétricos para dados vinculados de Friedman e para dados independentes de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05.

5 RESULTADOS

A adaptação marginal das infraestruturas metálicas aos micro-unit's foi avaliada segundo sua passividade, através do teste com único parafuso com aperto nos implantes A e em D, e quanto aos níveis de desajuste vertical, mensurados com todos os parafusos apertados com torque de 10 Ncm. Estes três métodos de aperto dos parafusos estão ilustradas nas figuras 5.1 a 5.6.

Figura 5.1 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), apenas com o parafuso A apertado, em um modelo do GI

Figura 5.2 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), apenas com o parafuso D apertado, em um modelo do GI

Figura 5.3 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), com todos os parafusos apertados, em um modelo do GI

Figura 5.4 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), apenas com o parafuso A apertado, em um modelo do GII

Figura 5.5 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), apenas com o parafuso D apertado, em um modelo do GII

Figura 5.6 - Vista vestibular do desajuste entre a estrutura metálica e os micro-unit's de cada implante (A, B, C e D), com todos os parafusos apertados, em um modelo do GII

As tabelas 5.1 e 5.2 trazem a estatística descritiva das médias obtidas dos dados experimentais de adaptação marginal nas situações estudadas, para cada Grupo (GI e GII).

Tabela 5.1 - Estatística descritiva dos dados experimentais de Adaptação Marginal para o Grupo I, em milímetros (mm)

Variáveis	Sítios GI	N	Média	EP	DP	Var	Min	Max	Q1 (25%)	Med (50%)	Q3 (75%)	CV (%)
Passividade A Horizontal	A	5	0,05	0,02	0,03	0,001	0,02	0,10	0,02	0,04	0,09	69,28
	B	5	0,41	0,14	0,31	0,093	0,13	0,78	0,14	0,33	0,74	73,75
	C	5	0,35	0,12	0,27	0,071	0,06	0,79	0,18	0,29	0,56	76,37
	D	5	0,13	0,04	0,09	0,008	0,05	0,25	0,06	0,09	0,23	69,52
Passividade D Horizontal	A	5	0,21	0,08	0,18	0,031	0,03	0,47	0,07	0,13	0,38	85,03
	B	5	0,36	0,08	0,17	0,030	0,21	0,64	0,22	0,35	0,52	48,14
	C	5	0,59	0,27	0,60	0,357	0,02	1,32	0,11	0,26	1,23	102,00
	D	5	0,06	0,02	0,05	0,002	0,01	0,12	0,02	0,07	0,10	75,46
Todos Horizontal	A	5	0,10	0,03	0,06	0,004	0,03	0,18	0,05	0,07	0,16	61,45
	B	5	0,24	0,09	0,21	0,043	0,09	0,60	0,10	0,18	0,41	86,65
	C	5	0,15	0,04	0,10	0,010	0,04	0,26	0,06	0,13	0,26	65,36
	D	5	0,05	0,02	0,04	0,002	0,01	0,12	0,03	0,04	0,08	82,46
Passividade A Vertical	A	5	0,04	0,02	0,04	0,002	0,01	0,12	0,02	0,03	0,08	105,68
	B	5	1,70	0,31	0,69	0,469	0,77	2,59	1,06	1,88	2,27	40,20
	C	5	1,50	0,32	0,72	0,524	0,60	2,59	0,94	1,37	2,14	48,13
	D	5	0,48	0,08	0,17	0,030	0,19	0,63	0,34	0,53	0,61	35,65
Passividade D Vertical	A	5	0,48	0,12	0,28	0,076	0,05	0,80	0,25	0,52	0,70	57,28
	B	5	1,25	0,05	0,12	0,013	1,14	1,41	1,14	1,27	1,36	9,24
	C	5	1,08	0,23	0,50	0,254	0,49	1,59	0,57	1,11	1,57	46,73
	D	5	0,09	0,02	0,05	0,003	0,03	0,17	0,05	0,07	0,14	61,41
Todos Vertical	A	5	0,20	0,06	0,14	0,018	0,03	0,34	0,07	0,21	0,33	67,55
	B	5	0,20	0,04	0,08	0,007	0,14	0,33	0,15	0,15	0,28	40,62
	C	5	0,36	0,05	0,12	0,014	0,19	0,45	0,23	0,43	0,45	33,33
	D	5	0,08	0,01	0,02	0,001	0,04	0,10	0,06	0,08	0,10	31,92

N = quantidade de espécimes; EP = Erro Padrão; DP = Desvio Padrão; Mín = Mínimo; Max = Máximo; Amp = Amplitude; Q1 = Primeiro Quartil (25%); Q3 = Terceiro Quartil (75%); IQR = Interquartil; CV = Coeficiente de Variação (%).

Tabela 5.2 - Estatística descritiva dos dados experimentais de Adaptação Marginal para o Grupo II, em milímetros (mm)

Variáveis	Sítios GII	N	Média	EP	DP	Var	Min	Max	Q1 (25%)	Med (50%)	Q3 (75%)	CV (%)
Passividade A Horizontal	A	5	0,05	0,02	0,05	0,002	0,00	0,11	0,01	0,04	0,10	89,58
	B	5	0,33	0,13	0,29	0,084	0,09	0,78	0,12	0,16	0,62	88,87
	C	5	0,44	0,07	0,16	0,025	0,26	0,60	0,28	0,46	0,59	36,19
	D	5	1,45	0,30	0,67	0,447	0,35	2,06	0,90	1,51	1,98	45,98
Passividade D Horizontal	A	5	0,16	0,03	0,06	0,004	0,08	0,22	0,09	0,18	0,21	39,93
	B	5	0,19	0,04	0,08	0,007	0,07	0,27	0,12	0,18	0,27	42,60
	C	5	0,25	0,14	0,31	0,099	0,01	0,79	0,05	0,12	0,52	126,72
	D	5	0,07	0,03	0,06	0,004	0,01	0,17	0,03	0,06	0,12	85,12
Todos Horizontal	A	5	0,09	0,01	0,02	0,001	0,05	0,11	0,07	0,09	0,11	26,77
	B	5	0,03	0,01	0,02	0,000	0,00	0,05	0,02	0,04	0,05	60,99
	C	5	0,09	0,02	0,05	0,002	0,01	0,13	0,05	0,10	0,13	53,47
	D	5	0,05	0,01	0,03	0,001	0,02	0,10	0,03	0,04	0,08	64,89
Passividade A Vertical	A	5	0,07	0,04	0,08	0,007	0,01	0,21	0,01	0,05	0,14	121,45
	B	5	0,85	0,22	0,49	0,242	0,21	1,32	0,34	1,03	1,28	57,71
	C	5	2,41	0,10	0,22	0,050	2,13	2,71	2,21	2,41	2,62	9,26
	D	5	2,51	0,51	1,13	1,278	0,72	3,85	1,62	2,74	3,30	44,96
Passividade D Vertical	A	5	0,43	0,05	0,11	0,013	0,25	0,54	0,34	0,43	0,53	26,26
	B	5	1,07	0,30	0,67	0,442	0,18	1,68	0,37	1,39	1,62	62,12
	C	5	1,04	0,32	0,72	0,525	0,03	1,89	0,39	0,99	1,73	69,40
	D	5	0,17	0,11	0,24	0,058	0,02	0,60	0,05	0,09	0,35	137,85
Todos Vertical	A	5	0,13	0,02	0,05	0,002	0,05	0,16	0,09	0,13	0,16	35,76
	B	5	0,11	0,04	0,09	0,008	0,01	0,24	0,04	0,07	0,20	85,06
	C	5	0,20	0,07	0,16	0,025	0,02	0,41	0,06	0,17	0,37	78,17
	D	5	0,10	0,03	0,06	0,004	0,04	0,20	0,06	0,08	0,15	61,39

N = quantidade de espécimes; EP = Erro Padrão; DP = Desvio Padrão; Mín = Mínimo; Max = Máximo; Amp = Amplitude; Q1 = Primeiro Quartil (25%); Q3 = Terceiro Quartil (75%); IQR = Interquartil; CV = Coeficiente de Variação (%).

Lançando os dados em gráficos, pode-se verificar que nos testes de Passividade A e D (Gráficos 5.1-5.4) a adaptação marginal é minimizada junto ao lado apertado. Enquanto os outros implantes tendem a apresentar comportamento oposto. Na Passividade D, tanto no sentido horizontal quanto no vertical, os implantes das extremidades (A e D) demonstraram melhor adaptação do que os centrais (B e C).

Gráfico 5.1 - Variação da adaptação marginal horizontal no método de passividade A, em GI e em GII

Gráfico 5.2 - Variação da adaptação marginal horizontal no método de passividade D, em GI e em GII

Gráfico 5.3 - Variação da adaptação marginal vertical no método de passividade A, em GI e em GII

Gráfico 5.4 - Variação da adaptação marginal vertical no método de passividade D, em GI e em GII

Quando Todos os parafusos foram apertados, observa-se o comportamento conforme ilustra os gráficos 5.5 e 5.6. Tanto no sentido horizontal quanto no vertical, os implantes do GII apresentaram uma tendência à melhor adaptação marginal, com menores valores. No sentido horizontal, o GII teve um comportamento mais homogêneo, formando quase uma reta. Enquanto que no sentido vertical, o implante C mostrou uma pior adaptação marginal em ambos os grupos.

Gráfico 5.5 - Variação da adaptação marginal horizontal no método Todos, em GI e em GII

Gráfico 5.6 - Variação da adaptação marginal vertical no método Todos, em GI e em GII

A estatística dos dados foi realizada em duas etapas, com análises comparativas entre:

1. A adaptação marginal da estrutura metálica em função dos implantes (sítios A, B, C e D) e dos métodos de aperto (Passividade A, Passividade D e Todos) para cada grupo (GI e GII).
2. As médias da adaptação marginal de todos os implantes (sítios A, B, C e D), em cada método de aperto (Passividade A, Passividade D e Todos), entre os grupos (GI e GII).

5.1 ANÁLISES COMPARATIVAS DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DA ESTRUTURA METÁLICA EM FUNÇÃO DOS IMPLANTES E DOS MÉTODOS DE APERTO, PARA CADA GRUPO

A análise da variável de resposta, Adaptação Marginal, foi realizada por meio da comparação das adaptações entre métodos de aperto para cada sítio (“Métodos x Sítio”) e entre sítios para cada método de aperto (“Sítios x Método”). Essas comparações foram feitas separadamente para cada sentido de medição (horizontal e vertical) e para cada Grupo (GI e GII).

Para a análise “Métodos x Sítio” foi empregado o teste não paramétrico para dados vinculados de Friedman, ao nível de significância de 0,05; seguido, caso significativo, de teste de múltipla comparação “Pairwise” de Dunn entre os níveis dos métodos de aperto. Enquanto que para a análise “Sítios x Método” foi empregado o teste não paramétrico para dados independentes de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 0,05; seguido, caso significativo, de teste de múltipla comparação “Pairwise” de Dunn entre os níveis dos sítios.

A tabela 5.3 traz os resultados dos testes de Friedman (“Métodos x Sítio”) e de Kruskal-Wallis (“Sítios x Método”), para o GI.

Tabela 5.3 - Resultados dos testes não paramétricos, entre métodos para cada sítio (Friedman “Fr”) e entre sítios para cada método (Kruskal-Wallis “KW”), para o Grupo I

Sentido	Método	Sítio A	Sítio B	Sítio C	Sítio D	X ² (KW)	Sig (p)
Horizontal	Passividade A	0,040 ^{A;a}	0,330 ^{A;b}	0,290 ^{A;a,b}	0,090 ^{A;a,b}	10,66	0,014*
	Passividade D	0,130 ^{A;a,b}	0,350 ^{A;b}	0,260 ^{A;a,b}	0,070 ^{A;a}	8,16	0,043*
	Todos	0,070 ^{A;a}	0,180 ^{A;a}	0,130 ^{A;a}	0,040 ^{A;a}	7,45	0,059
	X ² (Fr)	1,6	5,2	2,8	4,8		
	Sig (p)	0,449	0,074	0,247	0,091		
Vertical	Passividade A	0,030 ^{A;a}	1,880 ^{B;b}	1,370 ^{B;b}	0,530 ^{B;a,b}	15,82	0,001*
	Passividade D	0,520 ^{B;a,b}	1,270 ^{A,B;b}	1,110 ^{A,B;b}	0,070 ^{A;a}	13,59	0,004*
	Todos	0,210 ^{A,B;a,b}	0,150 ^{A;a,b}	0,430 ^{A;b}	0,080 ^{A,B;a}	10,77	0,013*
	X ² (Fr)	8,4	8,4	8,4	7,6		
	Sig (p)	0,015*	0,015*	0,015*	0,022*		

Letras (índices) ordenadas do menor para o maior. Letras (índices) diferentes indicam diferença estatística. Letras (índices) maiúsculas, múltiplas comparações “Pairwise” entre métodos para o mesmo sítio. Letras (índices) minúsculas, múltiplas comparações “Pairwise” entre sítios para o mesmo método. *p < 0,05.

No GI, os resultados “Métodos x Sítio” obtidos pelo teste de Friedman revelaram que para o sentido horizontal, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os métodos de aperto, para nenhum dos sítios, sendo sítio A ($\chi^2=1,6$; $p=0,449$), sítio B ($\chi^2=5,2$; $p=0,074$), sítio C ($\chi^2=2,8$; $p=0,247$) e sítio D ($\chi^2=4,8$; $p=0,091$).

Enquanto para o sentido vertical, no GI, houve diferenças estatisticamente significantes entre métodos para cada um dos sítios, sendo:

- Para o sítio A, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=8,4$; $p=0,015$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método “**Passividade A**” (0,030)^A e os maiores para o método “**Passividade D**” (0,210)^B, sendo o método “**Todos**” (0,200)^{A,B} semelhante estatisticamente aos demais.
- Para o sítio B, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=8,4$; $p=0,015$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método “**Todos**” (0,150)^A e os maiores para o método “**Passividade A**” (1,880)^B, sendo o método “**Passividade D**” (1,270)^{A,B} semelhante estatisticamente aos demais.
- Para o sítio C, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=8,4$; $p=0,015$) o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método “**Todos**” (0,430)^A e os maiores para o método “**Passividade A**” (1,370)^B, sendo o método “**Passividade D**” (1,110)^{A,B} semelhante estatisticamente aos demais. Este resultado foi semelhante ao encontrado no sítio B.
- Para o sítio D, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=7,6$; $p=0,022$) o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para os métodos “**Passividade D**” (0,070)^A e “**Todos**” (0,080)^A, sendo estes semelhantes entre si e menores estatisticamente ao método “**Passividade A**” (0,530)^B.

Os resultados “Sítios x Método” obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis revelaram que, para o sentido horizontal, no GI:

- Para Passividade A, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=10,66$; $p=0,014$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio A (0,040)^a** e os maiores para o **sítio B (0,330)^b**, sendo os **sítio C (0,290)^{a,b}** e **sítio D (0,090)^{a,b}** semelhantes entre si e aos demais sítios.
- Para Passividade D, após a significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=8,16$; $p=0,043$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio D (0,070)^a** e os maiores para o **sítio B (0,350)^b**, sendo os **sítio C (0,260)^{a,b}** e **sítio A (0,130)^{a,b}** semelhantes entre si e aos demais sítios.
- Para o Método Todos, não houve diferenças estatisticamente significantes do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=7,45$; $p=0,059$), sendo então os sítios semelhantes entre si, **sítio D (0,040)^a $\approx$ sítio A (0,070)^a $\approx$ sítio C (0,130)^a $\approx$ sítio B (0,180)^a**.

No GI, para o sentido vertical houve diferenças estatisticamente significantes “Sítios x Métodos”, sendo:

- Para Passividade A, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=15,82$; $p=0,001$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio A (0,030)^a** e os maiores para o **sítio B (1,880)^b** e **sítio C (1,370)^b**, sendo estes semelhantes entre si. O **sítio D (0,530)^{a,b}** apresentou valores semelhantes aos demais sítios.
- Para Passividade D, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=13,59$; $p=0,004$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio D (0,070)^a** e os maiores para o **sítio B (1,270)^b** e **sítio C (1,110)^b**, sendo estes semelhantes entre si. O **sítio A (0,520)^{a,b}** apresentou valores semelhantes aos demais sítios.
- Para o Método Todos, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=10,77$; $p=0,013$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores

valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio D (0,080)^a** e os maiores para o **sítio C (0,430)^b**, sendo os **sítio B (0,150)^{a,b}** e **sítio A (0,210)^{a,b}** semelhantes entre si e aos demais sítios.

A tabela 5.4, traz os resultados dos testes de Friedman (entre Métodos para cada Sítio) e de Kruskal – Wallis (entre Sítios para cada Método), para o Grupo II.

Tabela 5.4 - Resultados dos testes não paramétricos, entre Métodos para cada Sítio (Friedman “Fr”) e entre Sítios para cada Método (Kruskal-Wallis “KW”), para o Grupo II

Sentido	Método	Sítio A	Sítio B	Sítio C	Sítio D	χ^2 (KW)	Sig (p)
Horizontal	Passividade A	0,040 ^{A;a}	0,160 ^{B;a,b}	0,460 ^{A;a,b}	1,510 ^{B;b}	14,01	0,003*
	Passividade D	0,180 ^{A;a}	0,180 ^{A,B;a}	0,120 ^{A;a}	0,060 ^{A,B;a}	6,20	0,102
	Todos	0,090 ^{A;a}	0,040 ^{A;a}	0,100 ^{A;a}	0,040 ^{A;a}	7,11	0,068
	χ^2 (Fr)	3,6	7,6	5,2	7,6		
	Sig (p)	0,165	0,022*	0,074	0,022*		
Vertical	Passividade A	0,050 ^{A;a}	1,030 ^{A,B;a,b}	2,410 ^{B;b}	2,740 ^{B;b}	14,91	0,002*
	Passividade D	0,430 ^{B;a}	1,390 ^{B;a}	0,990 ^{A,B;a}	0,090 ^{A;a}	7,65	0,054
	Todos	0,130 ^{A,B;a}	0,070 ^{A;a}	0,170 ^{A;a}	0,080 ^{A;a}	2,21	0,531
	χ^2 (Fr)	8,4	7,6	8,4	7,89		
	Sig (p)	0,015*	0,022*	0,015*	0,019*		

Letras (índices) ordenadas do menor para o maior. Letras (índices) diferentes indicam diferença estatística. Letras (índices) maiúsculas, múltiplas comparações “Pairwise” entre métodos para o mesmo sítio. Letras (índices) minúsculas, múltiplas comparações “Pairwise” entre sítios para o mesmo método. *p < 0,05.

Para o GII, as análises “Métodos x Sítio”, no sentido horizontal, os resultados mostraram que:

- Para o sítio A, o teste de Friedman não foi significativo ($\chi^2=3,6$; p=0,165), sendo os métodos semelhantes entre si, **“Passividade A” (0,040)^A ≈ “Passividade D” (0,180)^A ≈ “Todos” (0,090)^A**.
- Para o sítio B, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=7,6$; p=0,022), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método **“Todos” (0,040)^A** e os maiores para o método **“Passividade A” (0,160)^B**, sendo o método **“Passividade D” (0,180)^{A,B}**, semelhante aos demais métodos.
- Para o sítio C, o teste de Friedman não foi significativo ($\chi^2=5,2$; p=0,074), sendo os métodos semelhantes entre si, **“Passividade A” (0,460)^A ≈ “Passividade D” (0,120)^A ≈ “Todos” (0,100)^A**.
- Para o sítio D, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=7,6$; p=0,022), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação

marginal foram observados para o método **“Todos” (0,040)^A** e os maiores para o método **“Passividade A” (1,510)^B**, sendo o método **“Passividade D” (0,060)^{A,B}**, semelhante aos demais métodos. Deve-se ressaltar, entretanto que o valor “p” entre “Passividade A” e “Passividade D” foi “borderline” com $p=0,07$.

Para o sentido vertical, no GII, houve diferenças estatisticamente significantes entre métodos para cada um dos sítios, sendo:

- Para o sítio A, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=8,4$; $p=0,015$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método **“Passividade A” (0,050)^A** e os maiores para o método **“Passividade D” (0,430)^B**, sendo o método **“Todos” (0,130)^{A,B}** semelhante estatisticamente aos demais.
- Para o sítio B, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=7,6$; $p=0,022$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método **“Todos” (0,070)^A** e os maiores para o método **“Passividade D” (1,390)^B**, sendo o método **“Passividade A” (1,030)^{A,B}** semelhante estatisticamente aos demais.
- Para o sítio C, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=8,4$; $p=0,015$) o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o método **“Todos” (0,170)^A** e os maiores para o método **“Passividade A” (2,410)^B**, sendo o método **“Passividade D” (0,990)^{A,B}** semelhante estatisticamente aos demais.
- Para o sítio D, após significância do teste de Friedman ($\chi^2=7,6$; $p=0,022$) o teste de múltipla comparação revelou que, os menores valores de adaptação marginal foram observados para os métodos **“Passividade D” (0,090)^A** e **“Todos” (0,080)^A**, sendo estes semelhantes entre si e menores estatisticamente ao método **“Passividade A” (2,740)^B**.

Os resultados de “Sítios x Método” obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis revelaram que, para o sentido horizontal, do GII:

- Para Passividade A, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=14,01$; $p=0,003$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio A (0,040)^a** e os

maiores para o **sítio D (1,510)^b**, sendo os **sítio B (0,160)^{a,b}** e **sítio C (0,460)^{a,b}** semelhantes entre si e aos demais sítios.

- Para Passividade D, não houve significância estatística do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=6,20$; $p=0,102$), sendo então os sítios semelhantes entre si, **sítio D (0,060)^a $\approx$ sítio C (0,120)^a $\approx$ sítio C (0,180)^a $\approx$ sítio B (0,180)^a**.
- Para o Método Todos, não houve significância estatística do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=7,11$; $p=0,068$), sendo então os sítios semelhantes entre si, **sítio D (0,040)^a $\approx$ sítio B (0,040)^a $\approx$ sítio A (0,090)^a $\approx$ sítio C (0,100)^a**.

Para o sentido vertical, no GII, os resultados obtidos pelo teste de Kruskal – Wallis revelaram:

- Para Passividade A, após significância do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=14,91$; $p=0,002$), o teste de múltipla comparação revelou que os menores valores de adaptação marginal foram observados para o **sítio A (0,050)^a** e os maiores para o **sítio C (2,410)^b** e **sítio D (2,740)^b**, sendo estes semelhantes entre si. O **sítio B (1,030)^{a,b}** apresentou valores semelhantes aos demais sítios.
- Para o Passividade D, não houve significância estatística do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=7,65$; $p=0,054$), sendo então os sítios semelhantes entre si, **sítio D (0,090)^a $\approx$ sítio A (0,430)^a $\approx$ sítio C (0,990)^a $\approx$ sítio B (1,390)^a**.
- Para o Método Todos, não houve significância estatística do teste de Kruskal – Wallis ($\chi^2=2,21$; $p=0,531$), sendo então os sítios semelhantes entre si, **sítio B (0,070)^a $\approx$ sítio D (0,080)^a $\approx$ sítio A (0,130)^a $\approx$ sítio C (0,170)^a**.

5.2 ANÁLISES COMPARATIVAS GLOBAIS DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DA ESTRUTURA METÁLICA ENTRE OS GRUPOS E MÉTODOS DE APERTO, INDEPENDENTE DOS SÍTIOS

Para esta segunda parte, as análises entre “Grupos e Métodos de Aperto”, foram feitas para cada sentido (horizontal e vertical), de maneira global, ou seja, considerando-se os vinte implantes.

A tabela 5.5 traz a estatística descritiva dos dados experimentais de Adaptação Marginal obtidos das condições experimentais estudadas, levando em consideração as características descritas acima.

Tabela 5.5 - Estatística descritiva dos dados experimentais de Adaptação Marginal para Grupo I e II, em milímetros (mm)

Método	Sentido	Grupos	
		GI	GII
Passividade A	Horizontal	0,240	0,570
	Vertical	0,930	1,460
Passividade D	Horizontal	0,300	0,170
	Vertical	0,730	0,680
Todos	Horizontal	0,130	0,070
	Vertical	0,210	0,130

O modelo estatístico escolhido para estas análises foi o modelo de Análise de Variância de fator duplo, “Split – Plot”, sendo:

- Variável de resposta: Adaptação Marginal.
- Fator principal (Independente): Grupos, com dois níveis (GI e GII).
- Fator principal (Vinculado): Métodos de aperto, com três níveis (Passividade A, Passividade D e Todos).

Para cada sentido, seja horizontal, seja vertical, uma ANOVA foi realizada, cada uma com um total de $2 \times 3 = 6$ condições experimentais.

A tabela 5.6 traz as ANOVAs de dois fatores “Split – Plot”, para o sentido horizontal e vertical.

Tabela 5.6 - ANOVAs de dois fatores “Split – Plot” entre Grupos e Métodos, para os sentidos horizontal e vertical

Sentido	Fonte de Variação	SQ	GI	QM	F calc	Sig (p)	F crit
Horizontal	Métodos	1,834	2	0,917	9,491	2,09E-04*	3,117
	Métodos x Grupos	1,282	2	0,641	6,633	0,002*	3,117
	Erro(Métodos)	7,343	76	0,097			
	Grupos	0,051	1	0,051	0,389	0,537	4,098
	Erro	5,010	38	0,132			
Vertical	Métodos	21,09	2	10,54	26,62	1,73E-09*	3,117
	Métodos x Grupos	2,31	2	1,15	2,92	0,06	3,117
	Erro(Métodos)	30,11	76	0,56			
	Grupos	0,55	1	0,55	0,84	0,364	4,098
	Erro	24,93	38	0,66			

SQ =Soma dos Quadrados; **gi** =Graus de liberdade; **QM** =Quadrado Médio; **F calc** =Valor F calculado (obtido); **F crit** =Valor F crítico (tabelado). *p<0,05.

Para cada sentido, o resultado da ANOVA Split - Plot é dividido em duas partes, sendo a primeira direcionada ao fator vinculado (Método de aperto) e a interação “Métodos x Grupos” e a segunda, ao fator independente (Grupos).

Para o sentido horizontal, o fator principal métodos, foi diferente estatisticamente significativa $F(2,76)=9,491$; $p=2,09E-04$, assim como a interação “Métodos x Grupos” $F(2,76)=6,633$; $p=0,002$, ao passo que o fator grupos não foi diferente estatisticamente significativa $F(1,38)=0,389$; $p=0,537$.

Para o sentido vertical, o fator principal métodos foi diferente estatisticamente significativa $F(2,76)=26,62$; $p=1,73E-09$. A interação “Métodos x Grupos” foi “borderline”, apesar de não ser diferente estatisticamente significativa $F(2,76)=2,92$; $p=0,06$, o fator principal grupos também não foi diferente estatisticamente significativa $F(1,38)=0,84$; $p=0,364$.

Seguindo a significância estatística dos testes de ANOVA, as múltiplas comparações entre os grupos experimentais, para cada um dos sentidos (horizontal e vertical) foi realizada pelo teste de TUKEY-KRAMER. As múltiplas comparações foram ilustradas para ambos os sentidos no gráfico 5.7.

Gráfico 5.7 – Ilustração comparativa dos intervalos de confiança de 95%, para Grupos e Métodos de aperto, nos sentidos horizontal e vertical

A tabela 5.7, traz as múltiplas comparações pelo Método de Tukey – Kramer para as condições experimentais no sentido horizontal.

Tabela 5.7 – Teste de Múltipla Comparação de Tukey-Kramer, para as condições experimentais no sentido horizontal

Método	Grupo	Média	DP	Tukey – Kramer
Todos	GII	0,065	0,04	A
Todos	GI	0,135	0,13	A
Passividade D	GII	0,166	0,17	A
Passividade A	GI	0,237	0,25	A
Passividade D	GI	0,304	0,36	A,B
Passividade A	GII	0,568	0,64	B

Condições ordenadas do menor valor para o maior. Letras (índices) diferentes indicam diferença estatística ($p < 0,05$).
DP = Desvio-Padrão.

Os resultados do teste de Tukey-Kramer (Tabela 5.7 e Gráfico 5.7), revelaram, de maneira geral, que os menores valores de adaptação marginal, foram observados para a condição **Todos GII (0,065±0,04)^A** e os maiores para a condição **Passividade A GII (0,568±0,64)^B**.

As condições **Todos GII (0,065±0,04)^A**, **Todos GI (0,135±0,13)^A**, **Passividade D GII (0,166±0,17)^A** e **Passividade A GI (0,237±0,25)^A** foram todas semelhantes estatisticamente entre si e inferiores em relação a **Passividade A GII (0,568±0,64)^B**.

A condição **Passividade D GI (0,304±0,36)^{A,B}** foi estatisticamente semelhante a todas as demais condições experimentais.

Em relação à comparação entre “Métodos para cada Grupo”, não houve diferenças estatísticas significantes para GI, já em relação à GII, **Todos GII (0,065±0,04)^A** e **Passividade D GII (0,166±0,17)^A** foram estatisticamente semelhantes entre si e inferiores estatisticamente a **Passividade A GII (0,568±0,64)^B**.

Em relação à comparação entre “Grupos para cada Método”, houve diferença estatisticamente significativa entre os Grupos I e II, para Passividade A, sendo **Passividade A GI (0,237)^A < Passividade A GII (0,568)^B**.

A tabela 5.8, traz as múltiplas comparações pelo Método de Tukey – Kramer para as condições experimentais no sentido vertical.

Tabela 5.8 – Teste de Múltipla Comparação de Tukey-Kramer, para as condições experimentais no sentido vertical

Método	Grupo	Media	DP	Tukey – Kramer
Todos Vertical	GI	0,134	0,10	A
Todos Vertical	GI	0,208	0,14	A,B
Passividade D	GI	0,680	0,61	B,C
Passividade D	GI	0,726	0,55	B,C
Passividade A	GI	0,934	0,85	C,D
Passividade A	GI	1,462	1,21	D

Condições ordenadas do menor valor para o maior. Letras (índices) diferentes indicam diferença estatística ($p < 0,05$).
DP = Desvio-Padrão.

Os resultados do teste de Tukey-Kramer (Tabela 5.8 e Figura 5.1), revelaram, de maneira geral, que os menores valores de adaptação marginal, foram observados para a condição **Todos GII (0,134±0,10)^A** e os maiores para a condição **Passividade A GII (1,462±1,21)^D**.

As condições **Todos GII (0,134±0,10)^A** e **Todos GI (0,208±0,14)^{A,B}** foram semelhantes entre si, sendo **Todos GI (0,208±0,14)^{A,B}**, também semelhante a **Passividade D GII (0,680±0,61)^{B,C}** e a **Passividade D GI (0,726±0,55)^{B,C}** e, inferior a **Passividade A GI (0,934±0,85)^{C,D}**, sendo este por sua vez semelhante a **Passividade D GI e GII**.

Por fim a condição **Passividade A GI (0,934±0,85)^{C,D}** foi também semelhante a **Passividade A GII (1,462±1,21)^D**.

Em relação à comparação entre “Métodos para cada Grupo”, houve diferenças estatísticas para GI, sendo **Todos GI (0,208±0,14)^{A,B}** semelhante a **Passividade D GI (0,726±0,55)^{B,C}** e inferior estatisticamente a **Passividade A GI (0,934±0,85)^{C,D}**. Já para GII, houve também diferenças estatísticas, sendo **Todos GII (0,134±0,10)^A** < **Passividade D GII (0,680±0,61)^{B,C}** < **Passividade A GII (1,462±1,21)^D**.

Em relação à comparação entre “Grupos para cada Método”, não houve diferenças estatísticas significantes entre GI e GII, para nenhum dos métodos de aperto.

6 DISCUSSÃO

Esta pesquisa *in vitro*, analisou a adaptação marginal de infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre quatro implantes em modelo de maxila, pré-confeccionadas por meio de guias prototipadas convencionais e modificadas, fixadas em ortointerimplantes associados ao sistema de retenção o'ring, simulando a cirurgia virtual guiada sem retalho, *Flapless*.

Para que o objetivo desta pesquisa fosse alcançado foi utilizado um modelo de *Bonecryl*, com características de radiopacidade e dureza, semelhantes ao tecido ósseo (Novellino, 2011). Outros estudos (Sarment et al., 2003; Van de Velde et al., 2008) utilizaram modelos anatômicos em poliuretano ou resina epóxi. Esses modelos eram revestidos por silicone ou poliéter, para simular o tecido mucoso e empregado o sulfato de bário ($BaSO_4$) para dar característica de radiopacidade, quando necessário. O *Bonecryl* apresenta vantagens sobre esses outros materiais, pois tem baixo custo e é radiopaco.

Nossos resultados mostraram que, na análise global da adaptação marginal da infraestrutura metálica confeccionada por meio da cirurgia virtual guiada, não houve diferença estatisticamente significativa entre GI e GII para nenhum dos métodos de aperto, no sentido vertical; apesar do método Todos no GII ter apresentado, em valor absoluto (0,130 mm), melhor adaptação marginal do que no GI (0,210 mm), conforme mostra a Tabela 5.5. No sentido horizontal, houve diferença estatisticamente significativa entre GI e GII na Passividade A, sendo pior a adaptação marginal no GII (0,570 mm) e melhor no GI (0,240 mm).

Quando comparadas todas as situações avaliadas, os valores resultantes mostraram que a melhor adaptação marginal ocorreu no método Todos no GII, tanto no sentido horizontal (0,070 mm) quanto no vertical (0,130 mm). Esses valores são aceitáveis clinicamente, conforme Jemt (1991) por apresentarem valores menores que 0,150 mm.

Atualmente, a cirurgia virtual guiada, em especial a técnica sem retalho, *Flapless*, tem sido amplamente divulgada e inserida nas reabilitações maxilares com implantes dentários, proporcionando redução do tempo cirúrgico e do desconforto

pós-operatório para o paciente (Balshi et al., 2006; Van de Velde et al., 2008; Terzioglu et al., 2009; Papaspyridakos et al., 2012). Outra vantagem dessa técnica é a possibilidade da confecção da prótese previamente ao ato cirúrgico (Van Steenberghe et al., 2002; Casap et al., 2011; Di Giácomo et al., 2012). Porém, esta técnica tem demonstrado a existência de discrepâncias entre o planejamento do posicionamento dos implantes e sua execução, o que torna inviável a adaptação passiva das próteses imediatas confeccionadas previamente (D'haese et al., 2012).

No quadro 6.1 estão relacionados os diversos trabalhos revisados na literatura relativos às discrepâncias encontradas pelos autores.

Autores	Ano	Espécime	Tipo de Guia	Desvio angular	Desvio linear ombro	Desvio linear ápice
Sarment et al.	2003	In Vitro	Prototipada	-	0,90 mm	1,00 mm
Di Giácomo et al.	2005	Pacientes	Prototipada	7,25°	1,45 mm	2,99 mm
Ersoy et al.	2008	Pacientes	Prototipada	4,90°	0,60 mm	1,50 mm
Ruppin et al.	2008	Cadáveres	Prototipada	7,90°	1,50 mm	-
Ozan et al.	2009	Pacientes	Prototipada	4,10°	1,11 mm	1,41 mm
Valente et al.	2009	Pacientes	Prototipada	7,90°	1,40 mm	1,60 mm
Novellino	2011	In Vitro	Prototipada	5,20°	1,77 mm	2,30 mm
Di Giácomo et al.	2012	Pacientes	Prototipada	6,53°	1,35 mm	1,79 mm

Quadro 6.1 – Autores e os desvios encontrados na utilização da cirurgia virtual guiada

Os desvios lineares do ápice do implante são decorrentes dos desvios angulares encontrados; portanto, quanto maior o desvio angular, maior será a distância do ápice do implante entre o planejado e o executado (Figura 6.1). Dessa forma, se os desvios angulares são inerentes à técnica, provavelmente os desvios do ápice também o são (Di Giácomo et al., 2005).

Figura 6.1 – Ilustração das discrepâncias entre o planejamento virtual de implante e o executado (α = desvio angular; A=desvio linear ápice; B=desvio linear ombro)

Esses desvios angulares e lineares podem ser provenientes de uma somatória de fatores acumulativos e interativos, que podem estar presentes em vários momentos, como na aquisição e manipulação das imagens; na confecção das guias cirúrgicas (convencionais ou prototipadas); no posicionamento das guias sobre o rebordo residual e, por fim, no ato cirúrgico. Todos esses erros, apesar de raros, podem se somar, em pequenas escalas, uns aos outros (Ruppin et al., 2008; Vercruyssen et al., 2008; Misir et al., 2009; Behneke et al., 2012).

A introdução da TC nos anos 70 (Hounsfield, 1973) permitiu a geração de imagens das estruturas anatômicas craniofaciais mais nítidas e precisas (Brooks, 1993), em ângulos e cortes não visualizados nos exames radiográficos convencionais (Mozzo et al., 1998). Com os avanços tecnológicos ao longo dos últimos anos, a TC continuou evoluindo quanto à qualidade das imagens, tornando-se, cada vez mais, uma componente integrante do arsenal diagnóstico do cirurgião-dentista (Loubele et al., 2008).

Os aparelhos atuais reconhecem diferenças de densidade de menos de 0,5%, enquanto as técnicas radiográficas convencionais detectam desigualdades mínimas de 10%. No entanto, ainda há falhas que devem ser supridas, como o cálculo da média de um volume parcial, que ocorre quando a borda de uma estrutura se inicia no meio de um pixel. Neste caso, o tom de cinza apresentado por este pixel será equivalente à média do coeficiente de atenuação dos RX, prejudicando a

visualização nítida do limite de tal estrutura, o que diminui a resolução espacial da imagem (Parks, 2000).

Apesar dessas falhas existentes, estudos têm demonstrado que os dados da TC podem ser confiáveis e suficientemente precisos para o planejamento de implantes dentários (Saddy, 2006; Ritter et al., 2012). Com essa ferramenta é possível um planejamento prévio para a instalação de implantes por meio de *softwares* específicos de manipulação de imagens (Au-Yeung et al., 2001; Choi, SC et al., 2002; Chilvarquer et al., 2005). No entanto, a transferência desse planejamento para o campo cirúrgico ainda é limitado (Sarment et al., 2003).

O planejamento cirúrgico para a instalação de implantes dentários é orientado pelo planejamento protético, ou seja, o Planejamento Reverso que é definido pela adequação estética e funcional da prótese final (Di Giácomo et al., 2005; Ersoy et al., 2008; Nigro, 2009; Ozan et al., 2009).

Com os dados da TC é possível gerar imagens tridimensionais (3D) por meio da Prototipagem Rápida (PR), que permitem a visualização e a análise detalhada da condição óssea e das estruturas anatômicas de importância na Implantodontia (Bill et al., 1995; Bouyssie et al., 1997; D'urso et al., 1999; Stea et al., 2006; Safira et al., 2011).

Deve-se ter um rigoroso controle de qualidade em todas as fases do processo de fabricação dos modelos prototipados, pois existem possíveis imprecisões (Choi, JY et al., 202; Winder e Bibb, 2005; Kozakiewicz et al., 2009); entretanto, essas diferenças encontram-se dentro da tolerância aceitável clinicamente para a Implantodontia (Keating et al., 2008; Taft et al., 2011).

Essa associação de tecnologias da TC e da PR tem possibilitado a construção de guias cirúrgicas, na tentativa de melhorar a precisão na instalação dos implantes (Sarment et al., 2003; Ibrahim et al., 2009). A utilização de guias cirúrgicas confeccionadas por meio da PR veio adicionar mais um fator na tentativa de um planejamento mais previsível em Implantodontia. Assim, propiciou-se a introdução da cirurgia virtual guiada, sendo uma técnica que busca a instalação de implantes de forma minimamente invasiva e a instalação imediata da prótese sobre os implantes (Novellino, 2011).

Apesar da previsibilidade inegável das reabilitações orais com implantes osseointegráveis, ainda há dificuldades que persistem no processo de obtenção de próteses que se adaptem com perfeito ajuste e passividade aos implantes.

A passividade ou adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda a superfície de assentamento da prótese com todos os pilares de suporte, com apenas um dos parafusos distais apertados (Torres et al., 2011).

A passividade da infraestrutura metálica é de suma importância para evitar a distribuição excessiva de forças sobre o implante. Está claro na literatura que desajustes podem provocar complicações biomecânicas, como fratura de componentes do sistema, afrouxamento dos parafusos, reabsorções ósseas, alterações dos tecidos moles e até mesmo perda da osseointegração (Brånemark, 1983; Goll, 1991; Wee et al., 1999; Torres et al., 2011).

Assim, pesquisas científicas têm recomendado diferentes procedimentos para minimizar os desajustes de próteses sobre múltiplos implantes, como, por exemplo, seccionamento e posterior soldagem das peças (Tiozzi et al., 2010); eletroerosão (Sartori et al., 2004); solda a laser e sistema CAD-CAM (Tan, 1995).

As estruturas metálicas fundidas em monobloco, em virtude da contração de fundição inerente aos metais e ligas metálicas, parecem ter os níveis de desadaptação finais mais críticos (Castilio et al., 2006; Tiozzi et al., 2010).

Em 1991, Jemt observou que o nível de desadaptação marginal de até 150 µm não causou complicações ao longo dos anos, sendo aceitável clinicamente. Isso explica o relato de Ersoy et al. (2008), pois afirmaram que os micros movimentos do implante, limitados até 150 µm, parecem não interferir na perda óssea. Porém não há relatos científicos conclusivos sobre o quanto de desajuste entre os componentes protéticos e os implantes pode ser considerado clinicamente aceitável (Torres et al., 2011).

Na presente pesquisa, a adaptação marginal das infraestruturas metálicas foi avaliada sob dois aspectos: passividade e desajuste vertical, nos sentidos, horizontal e vertical. Os níveis de desajuste vertical das infraestruturas foram mensurados

com todos os parafusos protéticos apertados com torque de 10 Ncm, simulando a instalação final da peça. Para aplicação do torque de 10 Ncm nestes testes, foi utilizada uma sequência padrão de aperto dos parafusos, D-B-A-C, de modo que a estrutura foi fixada seguindo a mesma sequência de instalação dos implantes.

Com a análise dos gráficos 5.1 ao 5.6 do capítulo Resultados, pode-se observar o comportamento de cada implante em cada método de aperto (Passividade A, Passividade D e Todos), nos Grupos I e II.

Os implantes A, C e D tiveram comportamento semelhante entre si nos Grupos I e II, no sentido vertical, sendo que o implante A obteve melhor adaptação marginal somente em Passividade A (0,040 mm – GI; 0,070 mm – GII), ambos aceitáveis clinicamente. O implante C mostrou melhor adaptação marginal em Todos (0,360 mm – GI; 0,200 mm – GII) e o pior em Passividade A (1,500 mm – GI; 2,410 mm – GII), porém em nenhuma situação com valor $<150\text{ }\mu\text{m}$. O implante D teve comportamento semelhante estatisticamente tanto para a Passividade D (0,090 mm – GI; 0,170 mm – GII) quanto para Todos (0,080 mm – GI; 0,100 mm – GII), com valores menores que para Passividade A (0,480 mm – GI; 2,510 mm – GII). Já o implante B, no GI e no GII apresentou melhor adaptação marginal para o método de Todos (0,200 mm – GI; 0,110 mm – GII), sendo pior para Passividade A (1,700 mm), no GI e Passividade D (1,070 mm), no GII.

Tanto no GI quanto no GII, o método Passividade D obteve melhores resultados que na Passividade A. Isso sugere que pode ter relação com a sequência de perfuração e instalação dos implantes na etapa cirúrgica, pois o implante D sempre foi o primeiro a ser inserido, seguido pelo implante B, A e finalizando no C.

Quando se observa o método de aperto no sentido horizontal, houve diferença estatisticamente significativa, no GI. O implante A obteve melhor adaptação em Passividade A (0,050 mm) e o implante D, em Passividade D (0,130 mm); enquanto que no GII, somente a Passividade A apresentou diferença estatisticamente significativa, entre o implante A (0,050 mm), que obteve melhor adaptação e, o implante D (1,450 mm), a pior.

No sentido vertical, em GI houve diferença estatisticamente significativa, sendo que para a Passividade A, o valor da adaptação marginal do implante A

(0,040 mm) é menor que o do implante B (1,700 mm). Em Passividade D, a melhor adaptação marginal foi do implante D (0,090 mm) e a pior, do implante B (1,250 mm). Para o método de Todos, no sentido vertical, o implante D, apresentou melhor adaptação (0,080 mm) e o implante C, a pior (0,360 mm), o que reflete a sequência de instalação da infraestrutura nesse método (D-B-A-C).

Observando esses resultados, é interessante notar que, com a aplicação do torque de 10 Ncm, no método Todos houve redução considerável dos espaços existentes entre a infraestrutura metálica e os pilares de suporte, em relação aos valores encontrados nos métodos de Passividade A e D.

Mesmo assim, considerando o valor de 150 μ m (0,150 mm) como sendo clinicamente aceitável (Jemt, 1991), os resultados deste estudo não apresentaram nenhuma situação ideal, ou seja, com a adaptação marginal da infraestrutura metálica nos quatro implantes menores que 0,150 mm.

Esses achados reforçam os relatos da literatura (Goll, 1991; Tan, 1995; Torres et al., 2011) quanto à dificuldade para obtenção de estruturas fundidas que possam ser consideradas satisfatórias quanto à adaptação marginal.

Com os dados descritos nas tabelas 5.1 e 5.2, verifica-se que a situação mais próxima do aceitável clinicamente é o método de aperto de Todos no GII (A - 0,130 mm; B - 0,110 mm; C - 0,200 mm; D - 0,100 mm), pois, somente o implante C, no sentido vertical, apresentou valor maior que 0,150 mm. No sentido horizontal, os quatro implantes apresentaram valores menores que 0,150 mm (A - 0,090 mm; B - 0,030 mm; C - 0,090 mm; D - 0,050 mm).

Esses desajustes das peças protéticas, assim como os desvios lineares e angulares dos implantes na cirurgia virtual guiada, podem estar relacionados às diferentes etapas envolvidas no processo de fabricação, incluindo desde a aquisição e manipulação das imagens da TC até o acabamento e polimento da prótese final (Tan, 1995; Castilio et al., 2006).

Uma das principais falhas está relacionada à falta de adaptação e estabilidade das guias sobre o rebordo residual na boca do paciente (Vercruyssen et al., 2008), tanto da guia tomográfica como da guia cirúrgica. Em função disso, vários

autores têm buscado formas de aumentar a estabilidade das guias tomográfica e cirúrgica, na tentativa de excluir essa falha da técnica, como Holst et al. (2007), Barnea et al. (2010), Widmann et al. (2010) e Behneke et al. (2012). Sohmura et al. (2009) teve sua contribuição propondo um novo sistema de guia com simulação em computador.

Assim como esses pesquisadores, a nossa proposta também foi a de encontrar um meio para minimizar este problema; quando no GII, foi utilizada a fixação da guia com um sistema o'ring, pela instalação de três ortoimplantes modificados (Parafuso Cortical Master Ortoimplante O'Ring, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP). Este sistema, embora apresente limitações em virtude da captura da cápsula, pode ser empregado para melhorar a estabilidade das guias tomográficas e cirúrgicas. Se aplicado clinicamente, poderia auxiliar também na estabilidade da prótese na fase provisória (Novellino, 2011).

Os resultados desse trabalho demonstraram que, apesar do conhecimento gerado pelas pesquisas ter apresentado grande avanço quanto à técnica de cirurgia virtual guiada, outros estudos serão necessários para o seu aperfeiçoamento.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada pode-se concluir que:

- Na condição Todos, o GII apresentou melhor adaptação marginal das infraestruturas metálicas quando comparado ao GI.
- O uso do ortoimplante associado ao sistema de retenção o'ring auxiliou na estabilidade das guias tomográfica e cirúrgica do GII.
- Infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes, pré-confeccionadas por meio da cirurgia virtual guiada, não alcançaram adaptação marginal aceitável.

REFERÊNCIAS¹

Au-Yeung KM, Ahuja AT, Ching ASC, Metreweli C. DentaScan in Oral Imaging. Clin Radiol. 2001;56(9):700-13.

Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Surgical planning and prosthesis construction using computed tomography, CAD/CAM technology, and the Internet for immediate loading of dental implants. J Esthet Restor Dent. 2006;18(6):312-23.

Barnea E, Alt I, Kolerman R, Nissan J. Accuracy of a laboratory-based computer implant guiding system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(5):e6-e10.

Behneke A, Burwinkel M, Behneke N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. Clin Oral Impl Res. 2012;23(4):416-23.

Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kulber N, Meier JL, Pistner H, Wittenberg G. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 1995;24(1):98-103.

Bouyssie JF, Bouyssie S, Sharrock P, Duran D. Stereolithographic models derived from X-ray computed tomography – Reproduction accuracy. Surg Radiol Anat. 1997;19(3):193-9.

Brånemark PI, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Öhman A. Osseointegrated in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;11 Suppl 16:1-132.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50(3):399-410.

Brooks SL. Computed tomography. Dent Clin North Am. 1993;37(4):575-90.

Casap N, Laviv A, Wexler A. Computerized navigation for immediate loading of dental implants with a prefabricated metal frame: a feasibility study. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69(2):512-19.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

Castilio D, Pedreira APRV, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(2):77-81.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Saddy MS, Hayek JE. Diagnóstico por imagem em implantodontia. In: Todescan FF, Bechelli A, Romanelli H. *Implantodontia contemporânea: cirurgia e prótese.* São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 1-10.

Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, Lee JH, Kim MJ. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002;31(1): 23-32.

Choi SC, Ann CH, Choi HM, Heo MS, Lee SS. Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site: Analysis of the image distortion related to the gantry angle change. *Dent Radiol.* 2002;31(4):273-7.

D'haese J, Van de Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(2):293-303.

D'urso PS, Barker TM, Earwaker JW, Bruce LJ, Atkinson L, Lanigan MW, Arvier JF, Effeney DJ. Stereographic biomodeling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999;27(1):30-7.

Di Giácomo GA, Cury PR, de Araújo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol.* 2005;76(4):503-7.

Di Giácomo GA, da Silva JV, da Silva AM, Paschoal GH, Cury PR, Szarf G. Accuracy and complications of computer-designed selective laser sintering surgical guides for flapless dental implant placement and immediate definitive prosthesis installation. *J Periodontol.* 2012;83(4):410-9.

Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol.* 2008;79(8):1339-45.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):377-84.

Holst S, Blatz MB, Eitner S. Precision for computer-guided implant placement: using 3D planning software and fixed intraoral reference points. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(3):393-9.

Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Br J Radiol.* 1973;46:1016-22.

Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, Oliveira de MG, Oliveira de HW, Nobre SMW, Santos Filho dos JHG, Silva DN. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009;37(3):167-73.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):270-5.

Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008;35(3):191-201, discussion 175.

Kozakiewicz M, Elgalal M, Loba P, Komunski P, Arkuszewski P, Broniarczyk-Loba A, Stefanczyk L. Clinical application of 3D pre-bent titanium implants for orbital floor fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009;37(4):229-34.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrichts I, Van Steenberghe D, Suetens P. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(6):309–19.

Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(12):2663–8.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8(9):1558-64.

Nigro F. Planejamento Virtual em Implantodontia – Cirurgia Guiada – Prototipagem. São Paulo: Livraria Santos; 2009. 171 p.

Novellino MM. Desvios lineares e angulares de implantes com guias prototipadas fixadas em modelos experimentais [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.

Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(2):394-401.

Papaspyridakos P, White GS, Lal K. Flapless CAD/CAM-guided surgery for staged transition from failing dentition to complete arch implant rehabilitation: A 3-year clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):143-50.

Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(2):371-94.

Ritter L, Reiz SD, Rothamel D, Dreiseidler T, Karapetian V, Scheer M, Zöller JE. Registration accuracy of three-dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(4):447-52.

Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(7):709-16.

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2006.

Safira LC, Bastos LC, Oliveira TB de, Beal VE, Azevedo RA de, Sarmiento VA. Avaliação da fidelidade de biomodelos de prototipagem rápida – estudo experimental *in vivo*. *Implant News.* 2011;8(2):161-6.

Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implants placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):571-7.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):132-8.

Sohmura T, Kusumoto N, Otani T, Yamada S, Wakabayashi K, Yatani, H. CAD/CAM fabrication and clinical application of surgical template and bone model in oral implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(1):87-93.

Stea S, Sarti E, Lancellotti L, Moretti M. A new project for medical rapid prototyping technologies in maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34 Suppl S1:64. Abstracts, EACFMS XVIII Congress.

Taft RM, Kondor S, Grant GT. Accuracy of rapid prototype models for head and neck reconstruction. *J Prosthet Dent.* 2011;106(6):399-408.

Tamaki, T. *Dentaduras Completas.* São Paulo: Sarvier Editora de Livros Médicos Ltda.; 1983. 252 p.

Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore.* 1995;24(1):138-57.

Terzioglu H, Akkaya M, Ozan O. The use of a computerized tomography-based software program with a flapless surgical technique in implant dentistry: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):137-42.

Tiozzi R, Falcão Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos MG, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni–Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabilitation.* 2010;37(5):359-63.

Torres EM, Barbosa GAS, Bernardes SR, de Mattos MGC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011;44(9):1735-9.

Valente F, Schioli G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2):234-42.

Van de Velde T, Glor F, de Bruyn H. A model study on flapless implant placement by clinicians with a different experience level in implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(1):66-72.

Van Steenberghe D, Naert I, Anderson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate

implant loading in the maxilla: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):663-70.

Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, Van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil*. 2008;35(6):454-74.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2):167-78.

Widmann G, Zangerl A, Longato S, Puelacher W. Computer-Assisted Surgery in the Edentulous Jaw Based on 3 Fixed Intraoral Reference Points. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68(5):1140-7.

Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(7):1006-15.