

UNIVERSIDADE SANTO AMARO

Mestrado em Implantodontia

JULIANA DORNELLES DE MORAIS SILVA

**ADAPTAÇÃO DE INFRAESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE
IMPLANTES OBTIDAS EM CAD/CAM ATRAVÉS DE DOIS MÉTODOS
DE ESCANEAMENTO**

São Paulo

2018

JULIANA DORNELLES DE MORAIS SILVA

**ADAPTAÇÃO DE INFRAESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE
IMPLANTES OBTIDAS EM CAD/CAM ATRAVÉS DE DOIS MÉTODOS
DE ESCANEAMENTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Costa Anami Paulin

São Paulo

2018

S58a Silva, Juliana Dornelles de Moraes

Adaptação de infraestruturas metálicas sobre implantes obtidos em CAD/CAM através de dois métodos de escaneamento / Juliana Dornelles de Moraes Silva. – São Paulo, 2018.

50 f. il.

Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – Universidade Santo Amaro, 2018.

Orientador(a): Prof^ª. Dr^ª. Lilian Costa Anani Paulin

1. Implantes dentários. 2. Projeto auxiliado por computador. 3. Próteses e Implantes. I. Paulin, Lilian Costa Anani, orient. II. Universidade Santo Amaro. III. Título.

CDD – 617.692

JULIANA DORNELLES DE MORAIS SILVA

**ADAPTAÇÃO DE INFRAESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE
IMPLANTES OBTIDAS EM CAD/CAM ATRAVÉS DE DOIS MÉTODOS
DE ESCANEAMENTO**

Dissertação apresentada ao Curso de mestrado da Universidade Santo Amaro - UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Implantodontia.
Orientadora: Profª Dra. Lilian Costa Anami Paulin

São Paulo, 21 de Maio de 2018.

Banca Examinadora

Profª. Dra. Lilian Costa Anami Paulin

Profª. Dra. Letícia Cristina Cidreira Boaro

Prof. Dr. Andre Callegari

Conceito Final

E.H.F.A.R

“Everything Happens For A Reason”

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais, sempre presentes, mesmo de longe. Porto seguro em qualquer situação.

AGRADECIMENTO

À Deus.

A minha família, meus pais Sérgio e Margareth e meu irmão Christiano, pelo apoio e torcida sempre.

A Prof. Lilian, pela disponibilidade e ajuda durante a confecção desse trabalho.

Aos professores do curso de mestrado da UNISA pelos ensinamentos.

Ao Nelson Callegari pelo apoio.

Ao Andre Callegari, meu parceiro, meu amigo, minha inspiração profissional. Sem você esse trabalho não seria possível. Por tudo e independente de qualquer coisa.

RESUMO

As próteses tipo protocolo clássico de Branemark proporcionam ao paciente a recuperação de função e estética, mas podem ter o seu sucesso reduzido na ausência de adaptação passiva da infraestrutura interna da prótese. O presente estudo comparou a adaptação de infraestruturas metálicas em cromo-cobalto sobre um modelo mestre, usinadas a partir de duas técnicas de escaneamento (n=4), por imagem única ou detalhada. A mensuração da desadaptação das peças foi realizada com auxílio de estereomicroscópio, e considerou duas posições de aperto de parafuso. Foram obtidas médias de desadaptação a partir de 3 medições por ponto em cada condição experimental. Os dados foram analisados por ANOVA 2, fatores e teste de Tukey ($\alpha=5\%$). O tipo de escaneamento influenciou a desadaptação das próteses ($p<0,0001$), mas a posição de aperto do parafuso não ($p=0,7958$). As barras escaneadas, pelo método da imagem única, apresentaram menor desadaptação em comparação com a técnica da imagem detalhada.

Palavras - chave: Implantes dentários. Projeto auxiliado por computador. Prótese e Implantes.

ABSTRACT

Branemark's classic protocol type prostheses provide the patient with function and aesthetic recovery, but may have their success reduced in the absence of passive adaptation of the prosthesis's internal infrastructure. The present study compared the adaptation of metallic infrastructures in chrome-cobalt on a master model, machined from two scanning techniques ($n = 4$), by single or detailed image. The measurement of the misfit of the pieces was performed using a stereomicroscope considering two screw tightening positions. Averages of mismatch were obtained from 3 measurements per point in each experimental condition. Data were analyzed by 2-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 5\%$). The type of scan influenced the maladaptation of the prostheses ($p < 0.0001$), but the tightening position of the screw did not ($p = 0.7958$). The bars scanned by the single image method showed less mismatch compared to the detailed image technique.

Keywords: Dental implants. Computer Aided Design. Prosthesis and Implants.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Próteses implanto-suportadas.....	14
2.2 Adaptação passiva	15
2.3 Técnicas para obtenção das infraestruturas	17
3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	25
4 PROPOSIÇÃO	26
5 MATERIAIS E MÉTODOS	27
5.1 Confeção do modelo padrão	27
5.2 Etapa <i>Computer Assisted Design</i> (CAD).....	30
5.3 Etapa <i>Computer Assisted Machine</i> (CAM).....	34
5.4 Mensuração da desadaptação	35
6 RESULTADOS	37
7 DISCUSSÃO	39
8 CONCLUSÃO	43
REFERÊNCIAS	44

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de pacientes desdentados é um grande desafio para a Odontologia contemporânea. Ao longo dos anos, diversas soluções foram desenvolvidas para se tentar restabelecer as funções mastigatória, fonética e estética dos dentes perdidos. Dentre essas soluções a implantação de pinos de titânio, nos ossos alveolares, se destaca nas últimas décadas. As altas taxas de sobrevivência dos implantes e das próteses levaram a um desenvolvimento constante da implantodontia (ADELL *et al.*, 1990).

O uso de implantes dentários em pacientes, total ou parcialmente desdentados, tornou-se um tratamento previsível, com resultados favoráveis em longo prazo. (BERGLUNDH *et al.*, 2002; PJETURSSON *et al.*, 2004, 2007; JUNG *et al.*, 2008).

O protocolo original de Branemark, inicialmente descrito em 1969, é um procedimento que preconiza cinco a seis implantes de titânio colocados na região anterior de mandíbula, entre os forames mentonianos, (BRANEMARK *et al.*, 1969; ADELL *et al.*, 1990). Essa técnica tem sido utilizada por mais de 4 décadas, e proporciona estética, função e satisfação dos pacientes, com altas taxas de sucesso. (MELLO *et al.*, 2017)

A adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis, e a precisão desta adaptação é essencial para a correta distribuição das tensões, que acometem os implantes e suas estruturas de suporte durante a função (SILVA *et al.*, 2008). O desenvolvimento de tensões em próteses implanto-suportadas está relacionado ao nível de desadaptação, independentemente do tipo de retenção utilizada, seja parafusada ou cimentada.

Em próteses mal-adaptadas, além da sobrecarga em estruturas, como o pilar e o parafuso de fixação da prótese, a existência de espaços na interface implante-pilar favorece o acúmulo do biofilme bacteriano, o que pode resultar em inflamação nos tecidos perimplantares e até interferir na preservação dos implantes, e conseqüente sucesso da reabilitação.

Alguns métodos têm sido propostos para melhorar a adaptação de infraestruturas metálicas de próteses sobre implantes. O uso de tecnologias de desenho e manufatura assistidos por computador, o CAD/CAM, resultou em uma

grande evolução na Odontologia nos últimos 20 anos, e otimizou a produção de estruturas protéticas (CORREIA *et al.*, 2006). A introdução dessa tecnologia trouxeram a odontologia a possibilidade de eliminar algumas etapas de fabricação, como enceramento, inclusão e fundição, o que diminuiu as variáveis de erro e melhorou a adaptação das estruturas (ABDUO *et al.*, 2011).

O escaneamento pode ser realizado de 2 maneiras: uma através do escaneamento pelo método de imagem única: onde consiste em uma varredura total da imagem, em um único momento, onde não há a sobreposição de imagens; a segunda maneira é através do escaneamento pelo método de imagem detalhada, onde além da captura em varredura total, em cada setor é realizada uma nova captura de imagens, com a finalidade de captar informações mais detalhadas da área em questão.

Atualmente uma variedade de sistemas CAD/CAM e materiais têm sido introduzidos na área odontológica. Alega-se que, além da estética ideal e do ótimo custo-benefício, uma vantagem gerada por estes sistemas seria a adaptação passiva das infraestruturas (VAN NOORT, 2012). Segundo Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes confeccionadas de maneira convencional é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluem moldagem, obtenção do modelo, enceramento, inclusão, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, que podem adicionar distorções ao produto final. O desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como o sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e tensões que sejam clinicamente aceitáveis, que confere longevidade à prótese.

Diante disso, o objetivo do presente estudo é avaliar as possíveis diferenças de adaptação nas infraestruturas metálicas, para próteses tipo protocolo clássico de Branemark, e comparar dois métodos distintos de escaneamento, de imagem única e o detalhado, para a produção das estruturas fresadas em monobloco pelo mesmo sistema CAD/CAM.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Através de análise de literatura científica, serão abordados prótese implanto-suportadas, adaptação passiva e técnicas para obtenção de infraestruturas.

2.1 Próteses implanto-suportadas

Muitos pacientes edêntulos, principalmente em mandíbula, apresentam grande desconforto no uso de próteses totais convencionais devido à falta de estabilidade e reembasamentos frequentes, que dificultam funções essenciais, como a fala, a mastigação e fonação. Devido a essas dificuldades, as primeiras reabilitações com implantes osseointegrados foram conduzidas em pacientes desdentados inferiores. Descrito pelo Prof. Branemark, o conceito da osseointegração foi o marco inicial para a implantodontia mundial. Os implantes osseointegráveis tem demonstrado altos níveis de previsibilidade e sucesso clínico. Eles são indicados como elementos de suporte para próteses totais inferiores, e substitui as próteses totais convencionais. Esse tipo de prótese recebeu o nome de “Protocolo de Branemark” (GATTI, 2002).

O sucesso da implantodontia engloba, além da manutenção dos implantes no arco dentário, todo o funcionamento harmônico que inclui a dinâmica oclusal, estética satisfatória e conforto do paciente (CARVALHO *et al.*, 2006). Para que possa se estabelecer o melhor plano do tratamento e para que as forças oclusas sejam dissipadas da melhor maneira, o conhecimento dos aspectos biomecânicos em implantes e próteses sobre implantes é essencial, pois protege o conjunto prótese/implante/osso (SANTOS, 2007).

Se por um lado a mobilidade do dente natural pode ser aumentada por uma sobrecarga oclusal, que dissipa tensões para o osso adjacente e conseqüentemente retorna à condição inicial após remoção do trauma, em contrapartida um implante raramente retorna a sua condição original após a eliminação do excesso de forças. Segundo Mish (2000), estas diferenças ditam regras para que os implantes sejam “protegidos” das forças de grande magnitude, uma vez que os implantes não possuem ligamento periodontal e seus proprioceptores são responsáveis por controlar o excesso de carga. (O’MAHONY *et al*, 2002).

2.2 Adaptação passiva

A perfeita adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis (SILVA *et al.*, 2008). Também está relacionado com a dissipação das forças dinâmicas decorrentes dos ciclos mastigatórios e das estáticas causadas por imprecisões no processo de fabricação de infraestruturas (WATANABE *et al.*, 2000).

O desajuste entre um intermediário protético e o implante pode ser mensurado nos sentidos vertical e/ou horizontal, e pode apresentar características de sobre-extensão, adaptação ou subextensão (FUJIWARA, 2005). A literatura apresenta várias definições de adaptação passiva, mas de acordo com Branemark (1983), Sahin (2001) e Abduo (2010), é o contato simultâneo e uniforme de todas as superfícies de encaixe, sem o desenvolvimento de estirpes antes da carga funcional. Clinicamente, a adaptação passiva pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor, durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; e, controle visual com auxílio de lupa para as margens supra gengivais e controle radiográfico do ajuste da estrutura, a cada um dos pilares (FUJIWARA, 2005).

Aparício (1994) relatou que a adaptação passiva entre a estrutura metálica e os implantes é de fundamental importância para a manutenção da osseointegração, devido a conexão rígida da interface osso-implante (COSTA *et al.*, 2003). O que minimiza os riscos biológicos e as complicações mecânicas (BRANEMARK, 1983). Segundo Holmes (1989), uma passividade insuficiente pode resultar em um intervalo entre a plataforma do implante e componentes, que favorece a distribuição desigual de cargas nos componentes deste sistema (BURGUETE, 1994).

Grande parte das complicações em próteses sobre implantes é decorrente de deficiências na adaptação marginal dos componentes protéticos aos implantes e da falta de ajuste oclusal, após a instalação das mesmas. De modo geral, estas falhas podem ser mecânicas, como afrouxamento e/ou fraturas dos parafusos protéticos e dos intermediários; ou biológicas, tais como reações teciduais, dor, sensibilidade, reabsorção óssea e até mesmo a perda da osseointegração (RIEDY *et al.*, 1997;

RENNER *et al*, 2000; ROMERO *et al*, 2000; CAMPI *et al.*,2010). Várias pesquisas têm sido dedicadas ao estudo da adaptação marginal desse tipo de próteses, mas até o presente momento não existe um consenso de quais níveis de desajuste podem ser considerados aceitáveis clinicamente, sem resultar em falhas no complexo prótese/implante/osso em curto ou longo prazo (JEMT, *et al*, 1996, RIEDY *et al*, 1997, KAN, *et al*, 1999,). A falta de métodos consagrados para mensurar a passividade da adaptação clínica em próteses sobre implantes, que são muitas vezes embasados apenas em critérios subjetivos, dificultam o estabelecimento de um consenso sobre quais os limites e as condições do conceito de “adaptação passiva”. (JEMT *et al*, 1995; JEMT, *et al*, 1996; RIEDY *et al*, 1997; KAN, *et al*, 1999)

Alguns estudos têm demonstrado que os componentes do implante e o osso adjacente toleram certo grau de desadaptação, porém, não existem parâmetros para determinar tal limite aceitável de desadaptação (KAN *et al.*, 1999; WATANABE *et al.*, 2000). Na literatura, o único dado numérico relatado e tomado como parâmetro pela maioria dos trabalhos, como o limite desejável, ainda é o valor de 10 μm sugerido por Branemark (1977).

Spazzin (2009) realizou um estudo, *in vitro*, com o objetivo de avaliar o afrouxamento do parafuso em função da desadaptação entre o implante e o pilar protético, em prótese fixa do tipo protocolo inferior. Concluiu-se que é importante obter o máximo de assentamento entre o implante e o pilar protético nessas reabilitações, para reduzir o estresse sobre o parafuso protético e consequente afrouxamento do mesmo.

Além do comprometimento mecânico, a existência de espaços entre o implante e o pilar protético favorece o acúmulo de biofilme, o qual pode aumentar o risco de inflamações teciduais e consequentes danos à interface osso/implante. Cosyn (2011) analisou a presença de bactérias na porção interna dos pilares protéticos em implantes em função, e confirmou a contaminação interna dos pilares protéticos. Sendo que vários autores concluíram que a principal via de contaminação é a presença de degrau na interface, entre o implante e o pilar protético.

Outros *in vitro* e *in vivo*, Jansen (1997) e Hermann (2001), demonstraram a contaminação da porção interna de implantes osseointegráveis por micro-organismos. Foi considerado o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da periimplantite, e que a infiltração bacteriana pode afetar a evolução do

tratamento e interferir no sucesso, em longo prazo, dos implantes osseointegráveis (COVANI *et al.*, 2006). Brogгинi (2003), analisou, *in vivo*, os tecidos periimplantares e a reabsorção da crista óssea relacionados a interface entre o implante e o pilar protético, foi observado um aumento do infiltrado inflamatório na referida região e um conseqüente aumento da reabsorção óssea.

A falta de adaptação pode se agravar ainda mais a partir do momento em que se realizam próteses múltiplas, com dois ou mais implantes, pois, além da adaptação individual, existe a necessidade de adaptação de todo o conjunto, entre os demais componentes das próteses simultaneamente. Dentro desse aspecto, as reabilitações fixas implanto-suportadas que visam repor elementos dentários ausentes em todo o arco dental, também conhecidas por Protocolo Branemark, são as que oferecem maior risco à desadaptação, devido à extensão e formato em arco da peça (SKALAK, 1983).

2.3 Técnicas para obtenção das infraestruturas

Durante a fabricação das infraestruturas, vários procedimentos laboratoriais podem ser associados às possíveis causas de desadaptações, que vão desde os procedimentos clínicos até os laboratoriais (SAHIN, 2001).

Entre as técnicas existentes na literatura, para confecção de próteses implanto-suportadas, existem eletroerosão, barra metálica soldada à laser, técnica da cera perdida ou barras pré-fabricadas aliadas ao cilindro cimentado e técnica da barra distal (WANG, 1995; JIMÉNEZ-LÓPEZ, 2000; SARTORI, 2004; THOMÉ, 2004, THOMÉ, 2006).

A passividade pode sofrer interferências em diversas etapas de confecção da prótese, desde a moldagem de transferência até inclusão e a fundição, tipo e liga utilizada, acabamento e polimento das infraestruturas (SAHIN, 2001; LENCIONI, 2011).

CAD/CAM é uma sigla na língua inglesa para *Computer-Aided Design* e *Computer-Aided Manufacturing* que significam, respectivamente: desenho auxiliado por computação e manufatura auxiliada por computação (van NOORT, 2012). Com o avanço desta tecnologia na odontologia, e na tentativa de reduzir esses problemas,

se tornou possível confeccionar barras de protocolo sobre implantes a partir de desenho virtual e fresagem em monobloco.

O sistema CAD/CAM surgiu para atender as necessidades da engenharia aeroespacial e automobilística e inicialmente trabalhava de forma independente: o CAD era utilizado para o desenho das estruturas, enquanto o CAM era utilizado como o controle numérico de equipamentos de construção. Na década de 70, observaram a capacidade que essas duas tecnologias tinham em aumentar a produtividade das empresas e elas se combinaram e se fundiram, para que pudessem se complementar e, desta forma, começaram a ser utilizadas juntas comercialmente (REKOW, 1992).

Essa tecnologia deve a sua introdução na Odontologia, entre o final da década de 70 e o início da década de 80, do século XX, a Bruce Altschuler (EUA), François Duret (França) e Werner Mormann e Marco Brandestini (Suíça). Os objetivos principais dessa tecnologia eram a automatização de um processo manual de obtenção de materiais de elevada qualidade, a padronização dos processos de fabricação e a redução dos custos de produção (CORREIA *et al.*, 2006).

Quando as pesquisas sobre essa tecnologia começaram na área odontológica, acreditava-se que tanto o desenho, quanto a fabricação, seriam processos simples, como já eram aplicados em outras áreas. Porém, devido a morfologia dos dentes, relação de engrenagem das arcadas, dificuldade para delimitar as margens dos preparos, tamanho dos equipamentos, materiais específicos e custo elevado, percebeu-se que a sua aplicação não seria fácil, por não se tratar de uma tecnologia simples. Desde então, muitos avanços foram realizados, para que a tecnologia se tornasse aceitável e acessível ao cirurgião dentista. Um dos pioneiros e mais conhecidos é o Sistema CEREC® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), apresentado em 1985, pelo Dr. Werner Mörmann, seguido pelo o sistema Procera® (Nobel Biocare, Zurique, Suíça) do Dr. Matts Andersson (MIYAZAKI *et al.*, 2009).

A confecção de próteses por CAD/CAM ocorre em três etapas.

(1) *Digitalização*

Consiste na aquisição de uma cópia de um dente ou implantes, antagonistas,

e a conversão dessa informação para o virtual. Essa transferência da situação intraoral para um modelo virtual é a primeira etapa do fluxo de trabalho digital. A digitalização ou a captura de dados pode ser realizada através da captura intraoral, por escaners de sistemas ópticos tridimensionais (3D) intra-orais ou pela captura das informações através de moldes ou modelos em gesso, utiliza-se os chamados escaners de mesa, onde os modelos são lidos por laser ou luz estruturada. As imagens são convertidas em informações de arquivo virtual, sobre o qual será realizado toda a confecção da peça. No segundo caso, a moldagem convencional e a produção de um modelo de gesso se faz necessário (POLIDO, 2010; FLUEGGE, 2017). Tem como pré-requisitos: moldagem bem executada, com materiais de moldagens adequados e com a maior fidelidade possível. Incapacidades da impressão convencional e do processo de digitalização correto aumentam o erro geral, que pode variar entre 15 e 67 μm em condições experimentais (VIGOLO, 2003; KIM, 2006).

Para reabilitações com implantes osseointegrados, seja por captura intraoral ou através de escaner de mesa, é necessária a utilização de transferentes virtuais ou também chamados de *scanbodies*. Eles são utilizados para capturar a posição correta do implante e transferir essa informação para o mundo virtual. Podem ser parafusados na boca para escaneamento intraoral ou parafusados nos análogos do modelo de gesso para escaneamento extraoral. A geometria desses transferentes virtuais varia de acordo com cada empresa, pode variar de desenho esférico a cilíndrico, com diversas formas intermediárias. Uma vez que cada empresa apresenta um formato específico de transferente virtual correspondente a cada um dos seus implantes, o software identifica diâmetro, tipo de conexão, modelo e marca do implante instalado, com base na sua biblioteca virtual onde esses dados ficam previamente arquivados. Essas informações são fundamentais para a construção da estrutura. A altura dos corpos de varredura comercialmente disponíveis varia de 3 a 17 mm (FLUEGGE, 2017).

Em linhas gerais, existem dois métodos para construção de modelos digitais através da digitalização extraoral. O primeiro é conhecido como “escaneamento destrutivo a laser” (*laser destructive scanning*), processo descrito por Baumrind (2001), onde o modelo é revestido em uma matriz sólida e de cor contrastante. Em seguida, a superfície desse bloco (modelo revestido pela matriz) é cortada

paralelamente ao plano oclusal, até que o primeiro traço do modelo de gesso se torne aparente. Faz-se então, um escaneamento a laser da superfície bidimensional e seus dados são armazenados como uma camada em um arquivo de computador. Posteriormente, outra fatia de 0,003 mm do bloco é cortada, realiza-se um novo escaneamento e suas informações são novamente armazenadas. Esse processo é repetido até que todo o modelo tenha sido mapeado numa série de camadas sucessivas. Conseqüentemente, um mapa tridimensional, consistindo de camadas bidimensionais empilhadas é obtido, porém, todo o seu modelo inicial é perdido.

Segundo Luorno (2002), o “escaneamento a laser não destrutivo” (*laser non-destructive scanning*) é o outro método utilizado para a obtenção de um modelo virtual. O escaneamento do modelo de gesso é realizado como um todo, sem destruir ou alterar a sua forma original, girando-o nos três planos do espaço, obtém-se assim, uma cópia fiel do modelo original sem danificá-lo. A acuidade do sensor a laser é de 0,01 mm, o que resulta em um modelo digital com essa precisão de superfície, formado por um emaranhado de aproximadamente 30.000 polígonos por arco dentário (OLIVEIRA, 2007).

É importante entender que um escaner 3D consiste de uma fonte de luz com uma ou mais câmeras e um sistema de movimento com vários eixos, para facilitar a captação do objeto a ser escaneado. A fonte de luz projeta linhas bem definidas sobre a superfície do objeto e a câmera capta as imagens. Podem ser de dois tipos, os escaners de luz estruturada e os escaners a laser. O sistema de escaneamento por luz estruturada por sua vez, emitem linhas de luz de diferentes padrões a partir de uma fonte fixa, enquanto o objeto escaneado é rotado. Como resultado, obtêm-se as coordenadas correspondentes a cada ponto dos modelos digitalizados, além de suas cores e texturas. Um ponto negativo destes escaners é um fenômeno conhecido como “efeito arco-íris”, que por conta da refração dos diferentes componentes de cor que existem na luz branca, pode ocorrer a desfocagem do objeto escaneado (HOLLENBECK, 2012).

O escaneamento a laser é feito através de um padrão de luz em listras com mínimas larguras que é projetado sobre a superfície do modelo a ser escaneado. À medida que cada raio de luz é refletido novamente sobre o sensor, a distância entre a projeção e a reflexão do raio é mensurada. A cada ponto captado, é atribuído um valor angular horizontal e vertical nas coordenadas XYZ. O ângulo fixo formado

entre o projetor e o sensor já é conhecido, quando o reflexo do raio de luz do projetor chega ao sensor forma-se o triângulo. Desta forma a distância do objeto é calculada através do Teorema de Pitágoras (HOLLENBECK, 2012; CAMARDELLA, 2014).

Baseando-se na distância e no ângulo destas linhas entre a câmera e a fonte de luz, obtém-se o mapeamento ponto a ponto, o que gera uma nuvem de pontos. A nuvem de pontos obtida a partir de todas as linhas captadas pela câmera necessita de um pós-processamento, com suavização, aplicação de filtros, triangulação de pontos e geração de malha. A geração ou triangulação de pontos é um processo automático de ligação dos três pontos mais próximos para formar um triângulo. Este processo é repetido até que toda a nuvem de pontos forme uma rede de triângulos representativa da superfície do objeto (CAMARDELLA, 2014).

Quanto maior a resolução utilizada pelo escaner, maior será a capacidade de captação de pontos, o número de triângulos e o tamanho dos arquivos para os modelos digitais adquiridos. Entretanto, dependendo do método de escaneamento, a geração de malhas muito refinadas ou de triângulos muito pequenos, resultam arquivos com excesso de informação, muito pesados, difíceis de manipular e incompatíveis com a utilização clínica diária. A utilização de algoritmos inteligentes pode reduzir o número de triângulos de um objeto, sem sacrificar a sua precisão, o que diminui o tempo de processamento de objetos 3D (CAMARDELLA, 2014).

(2) *Desenho virtual da estrutura*

Uma vez que as imagens são adquiridas pelo escaneamento, as mesmas são “importadas” para *softwares* de CAD, para planejamento e manipulação das imagens captadas que serão trabalhadas com o auxílio do computador. Nesses programas, as imagens ou o modelo de gesso “virtual” são trabalhados e as futuras restaurações são criadas. Cada *software* apresenta particularidades específicas, porém, todos têm o mesmo princípio básico onde é possível controlar todos os parâmetros do desenho, desde o eixo de inserção das peças, a união ou não dos elementos, a espessura, forma, o tamanho, preservando sempre a adaptação ou a ligação com os implantes que foi estabelecida durante a aquisição da imagem (BERNARDES, 2012).

Estes *softwares* onde as estruturas são desenhadas podem ser: (1) abertos,

onde esses programas “importam” imagens ou arquivos de quaisquer escaners, bem como, também “exportam” ou enviam dados para quaisquer máquinas de usinagem, sejam elas industriais ou laboratoriais; ou (2) fechados, onde somente aceitam recebimento e envio de dados para determinadas máquinas de captação de imagens e usinagem, ou seja, é um processo totalmente incomunicável entre as diferentes etapas do processo (BERNARDES, 2012).

(3) *Produção da estrutura*

A etapa do CAM é onde a estrutura que foi desenhada virtualmente é transformada em uma peça protética real, ou seja, a materialização ou a fabricação da imagem virtual em produto real.

Nos dias atuais, dois tipos de processos apresentam-se como os principais processos de fabricação por meio de sistema CAD/CAM:

- a) Prototipagem rápida (*Rapid Prototyping*) por deposição de materiais, onde os modelos, ou peças, são construídas progressivamente por camadas não havendo a necessidade de utilizar quaisquer tipos de ferramentas. As técnicas de prototipagem rápida mais utilizadas são a estereolitografia, a sinterização seletiva a laser, a modelagem por deposição fundida, a *thermojet* e a impressão tridimensional. Todas elas se baseiam no princípio da adição de camada por camada de material, várias camadas finas, de aproximadamente 0,1 mm de espessura, as quais são dispostas uma sobre a outra até que se obtenha o formato desejado (FUSTER-TORRES *et al.*, 2009; MIYAZAKI *et al.*, 2009).

Na impressão tridimensional o processo de construção utiliza a mesma ideia das impressoras jato de tinta convencionais. Um cabeçote que se movimenta nos eixos X e Y libera um agente aglutinante, que é depositado em um recipiente contendo pó cerâmico ou polimérico. Esse recipiente fica sobre uma plataforma que se movimenta no eixo Z, a cada camada de pó aglutinada a plataforma baixa e uma nova porção de material é depositada, para a construção de outra camada, esse processo é repetido sucessivamente até a conclusão do modelo. Essa técnica permite a construção em tempo reduzido, que permite fidelidade ou discrepância desprezível. O processo é simples e eficiente comparado à técnica convencional de

escultura em cera, por exemplo, além de maior lisura de superfície do material de prototipagem (ICHI, 2010).

- b) Prototipagem rápida subtrativa (*Subtractive Rapid Prototyping*), onde os modelos são obtidos por desbaste de blocos ou discos, de diversos materiais (CALLEGARI, 2017). Este último se baseia, geralmente, em processos de fabricação do tipo subtrativo, onde o corte mecânico de um determinado material inteiro é realizado até que o mesmo atinja a geometria desejada.

O uso deste método tem facilitado a confecção de modelos complexos, reduzindo consideravelmente o tempo total de produção, o que dificilmente é alcançado pelos processos convencionais. Por outro lado, observa-se grande desperdício de material por se tratar de um método subtrativo (FUSTER-TORRES *et al.*, 2009; MIYAZAKI *et al.*, 2009; van NOORT, 2012).

Algumas características podem influenciar na qualidade final do produto. Tornos menores e mais leves podem vibrar ou se deslocar com mais facilidade em comparação com máquinas maiores, o que resulta em limitações na usinagem. A capacidade de reproduzir pequenos detalhes das restaurações também varia de acordo com a quantidade de eixos que cada ferramenta pode trabalhar; quanto menos eixos a máquina possuir, menor, mais simples e mais barata ela também será (ABDUO *et al.*, 2012).

As tecnologias CAD/CAM permitem a confecção de infraestruturas e próteses em diversos materiais, sendo que alguns materiais, como cerâmicas de alta tenacidade à fratura como a zircônia, só podem ser confeccionados desta forma (Abduo, 2014). Estudos *in vitro* indicam que infraestruturas de próteses fixas sobre implantes em titânio são mais precisas que aquelas fundidas em ligas áureas (Al-FADDA, 2007; KAPOS, 2009; ELIASSON *et al.*, 2010,). Ou ligas de paládio-ouro (SIERRAALTA *et al.*, 2012). As infraestruturas obtidas por CAD/CAM apresentaram menores distorções nos planos transversal e horizontal (Al-FADDA *et al.*, 2007). Para cobalto-cromo, a adaptação de peças usinadas também é superior a adaptação de peças fundidas (ARAUJO, 2015).

A tecnologia CAD/CAM permite o controle de qualidade em nível micrométrico, especialmente em infraestruturas de próteses parafusadas sobre

implantes, pois essas exigem mais precisão de adaptação do que as próteses cimentadas sobre dentes ou implantes, já que o cimento poderia facilitar a adaptação passiva da peça (BERNARDES, 2012),. Neste método virtual todas as mensurações podem ser superpostas virtualmente, para observação do menor ajuste possível (DRAGO *et al.*, 2010; HJALMARSSON *et al.*, 2010; ORTORP *et al.*, 2011).

3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

O ajuste preciso e a passividade de próteses dentárias é requisito fundamental no sucesso a longo prazo nas reabilitações implanto-suportadas, para isto as discrepâncias marginais devem ser minimizadas.

Diante das novas possibilidades de diminuir desajustes e melhorar a padronização das infraestruturas de próteses, tipo Protocolo Branemark, confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM, o presente estudo objetivou comparar as duas técnicas de escaneamento, para confecção de infraestruturas.

4 PROPOSIÇÃO

Este estudo foi delineado com o objetivo de comparar a adaptação passiva, de infraestruturas metálicas, para próteses tipo protocolo clássico de Branemark, confeccionadas por CAD/CAM, utilizando-se dois métodos distintos de escaneamento a laser, por imagem única ou detalhada.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

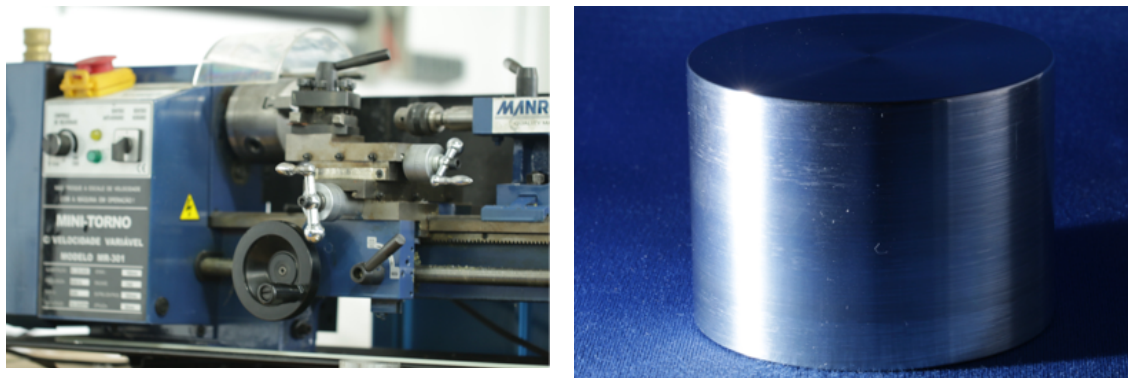
A seguir serão apresentados os materiais e métodos utilizados no trabalho.

5.1 Confeção do modelo padrão

Foi construído um protótipo em alumínio maciço em forma de arco mandibular desdentado, de rebordo plano com angulação de $112,5^\circ$ e raio de 22,50 mm. De acordo com Bruski & Skalak (1993) esta é a configuração de distância média entre forames mentuais na mandíbula humana.

Para confecção deste protótipo foi utilizado um mini torno MANRO (modelo MR 301, Manro, São Paulo, Brasil; Fig. 1a) com velocidade variável, de modo a formar um bloco de alumínio circunferencial de 45 mm de altura e 60 mm de diâmetro (Metal Valley, Encosta da Serra, Rio Grande do Sul; Fig. 1b).

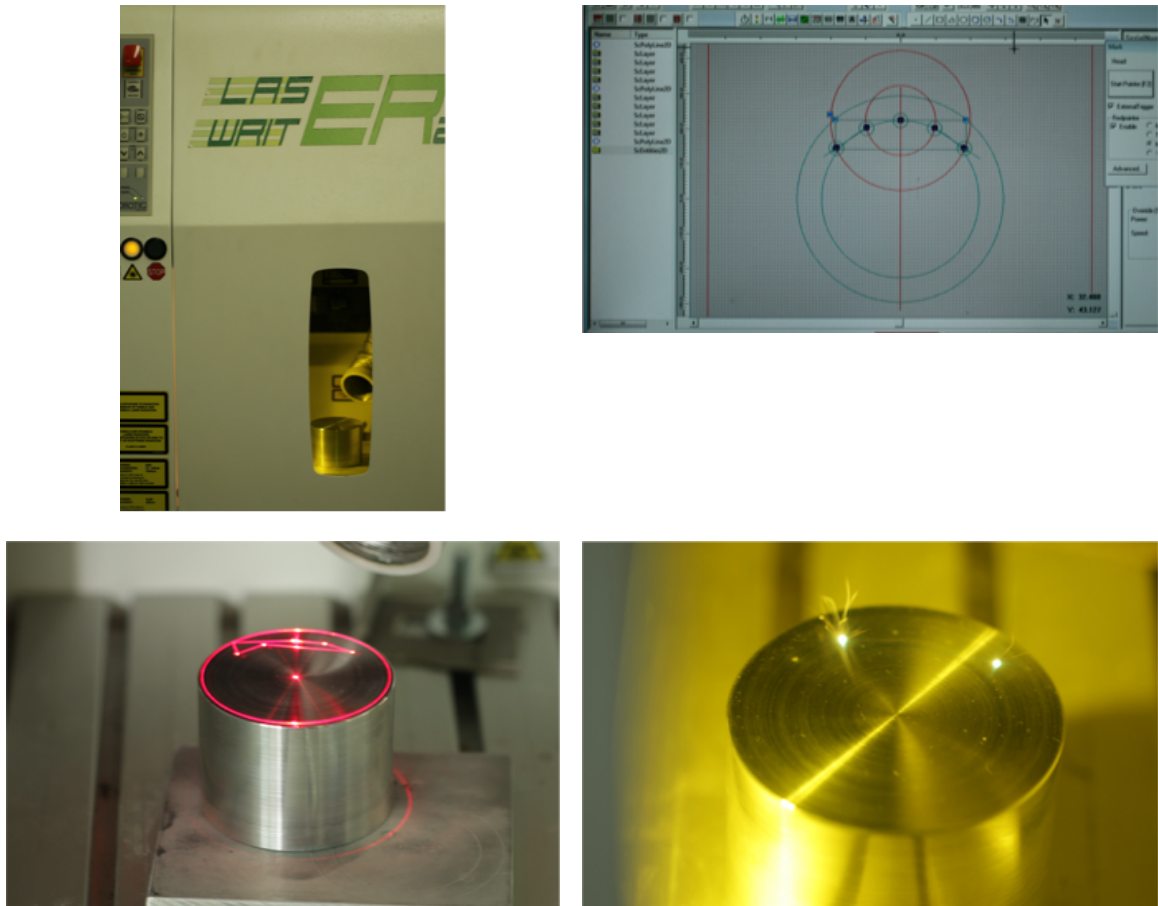
Figura 1 - Confeção do moldelo padrão: a) torno utilizado; b) bloco de alumínio.



Fonte: O autor (2018).

O bloco de alumínio recebeu marcações precisas feitas a laser (Laser Writer 20, Orotig, Verona, Itália; Fig. 2a), foi determinado o local exato para a perfuração e instalação dos análogos, seguindo a forma preconizada por Branemark, sendo simetricamente distribuídos a partir da linha mediana do arco de $112,5^\circ$ (Fig 2b-d).

Figura 2 - Marcações a laser do posicionamento dos análogos. a) equipamento a laser; b) determinação do posicionamento no software; c-d) marcação a laser.

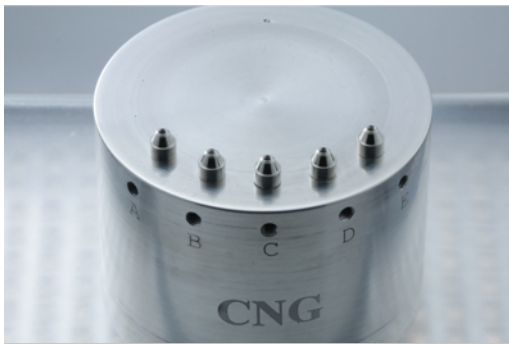
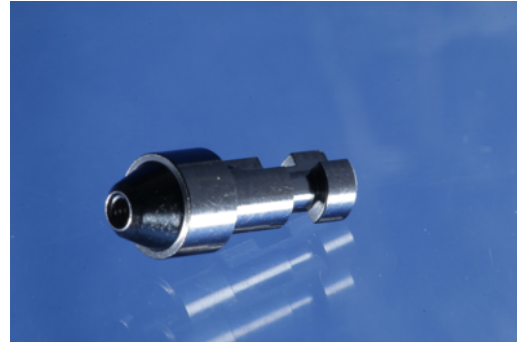
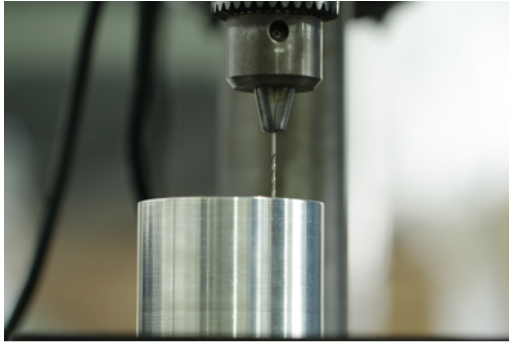


Fonte: O autor (2018).

Em seguida, foram realizadas perfurações com auxílio de uma furadeira de bancada (modelo FSB 13P, Schulz, Joinville, Santa Catarina Fig.3a)

As perfurações iniciais foram realizadas com broca específica para alumínio com diâmetro de 1,0 mm, de acordo com as coordenadas ditadas pelo raio de 22,5mm; o aumento do diâmetro das perfurações para 4,1 mm foi realizado com uma sequência de 3 brocas de 1, 2, e 3,5 mm. Após as perfurações, o bloco de alumínio foi levado ao forno em temperatura de 300 °C onde ocorreu uma dilatação de todo o conjunto. Neste momento, os análogos de mini-pilar cônico de 4,1 mm de diâmetro (Neodent, Curitiba, Paraná Fig 3b) foram instalados nas perfurações já realizadas e o conjunto foi resfriado de forma natural, que garantiu o travamento vertical dos análogos. Para assegurar o travamento horizontal das réplicas dos pilares, foram realizadas perfurações transversais para inserção de parafusos horizontais (Fig. 3c).

Figura 3 - Adaptação dos análogos no modelo mestre. a) perfuração do modelo mestre; b) análogo; c) análogos posicionados no modelo mestre.

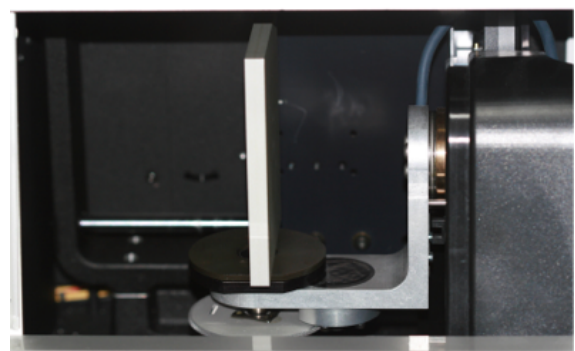
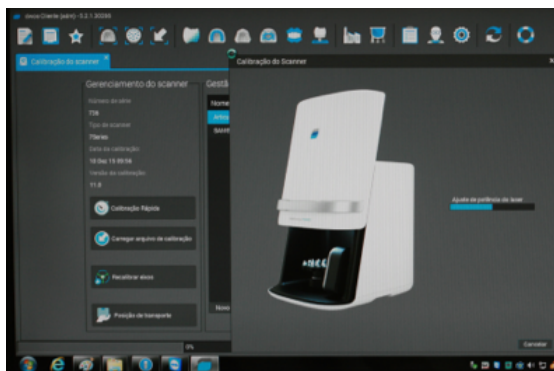
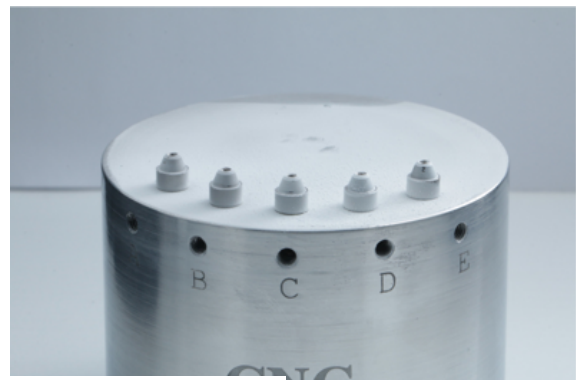


Fonte: O autor (2018).

5.2 Etapa *Computer Assisted Design* (CAD)

O conjunto modelo/análogos recebeu uma camada de carbono *spray* branco (Arti-Spray, Bausch, Colônia, Alemanha Fig 4b), evitou-se áreas translúcidas e superfícies refletoras, que poderiam interferir no escaneamento do modelo padrão. Antes de iniciar o processo de aquisição de imagem, o escaner foi calibrado conforme orientação da empresa. O modelo foi então posicionado na plataforma e foi realizada a leitura pelo escaner (Dental Wings 7 series, Montreal, Canada Fig 4a-c-d).

Figura 4- Calibração do escaner antes do processo de escaneamento. a) escaner de bancada; b) modelo mestre com uma camada de spray carbono; c-d) calibração do escaner

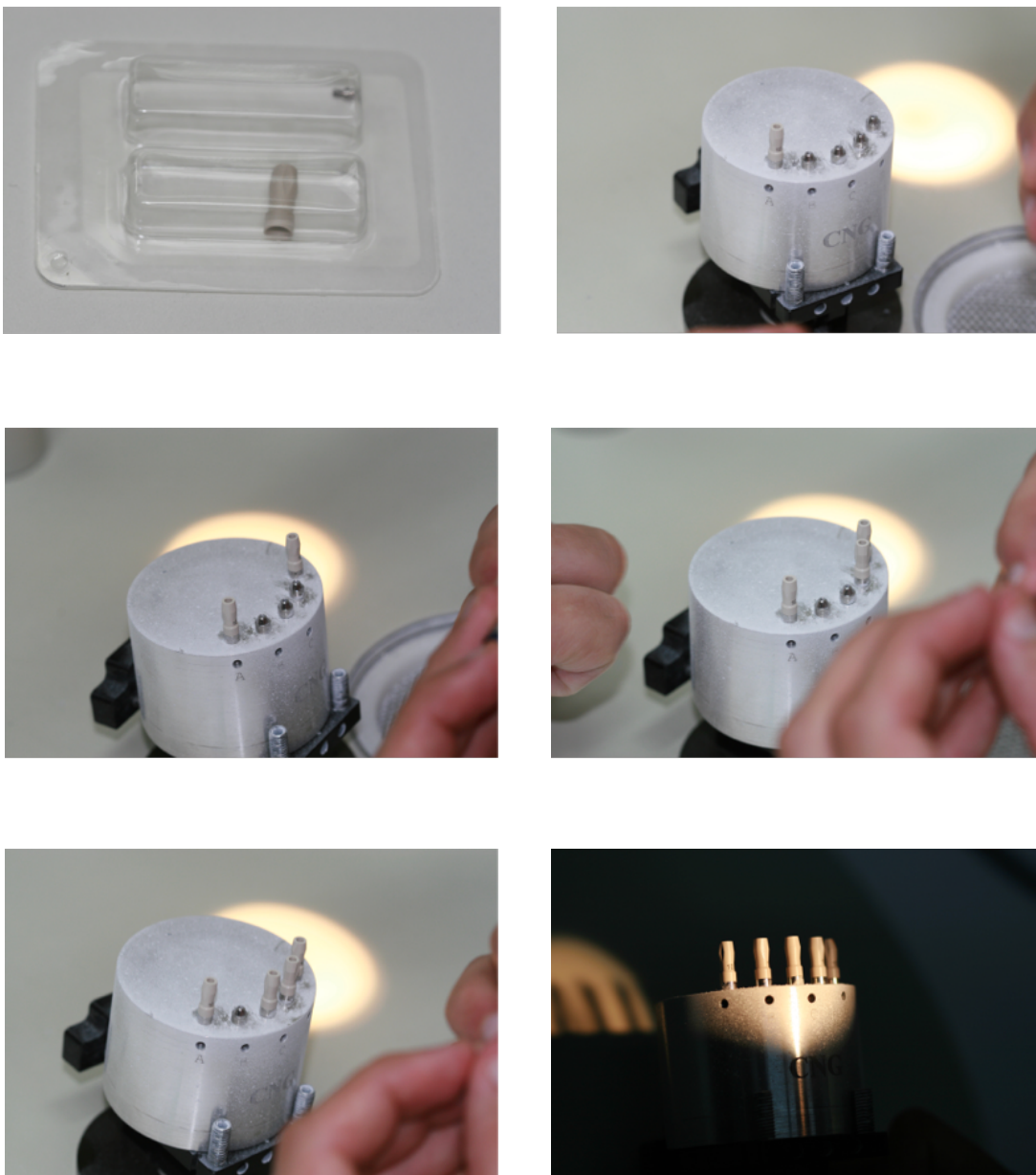


Fonte: O autor (2018).

Foram selecionados transferentes virtuais para mini-pilares cônicos de

4,1 mm de diâmetro (Transferentes virtuais para mini-pilar 4.1, Neodent, Curitiba, Paraná Fig 5a), correspondes ao análogo utilizado no modelo padrão. Estes foram parafusados sobre os análogos, para o início do escaneamento (Fig 5 b-f).

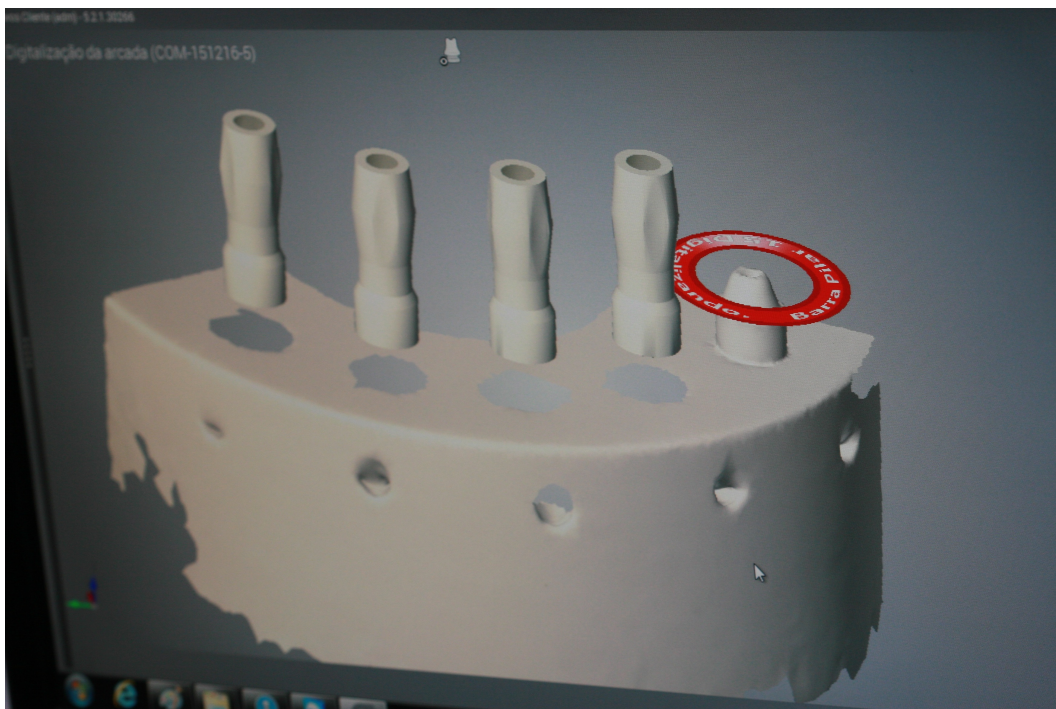
Figura 5 - Instalação dos transferentes virtuais sobre os análogos. a) transferente virtual; b) transfere análogo a; c) transfere análogo b; d) transfere análogo c; e) transfere análogo d; f) transfere análogo e.



O escaneamento foi realizado de duas maneiras distintas:

- Grupo 1 - Escaneamento pelo método de imagem única: a leitura foi realizada em tomada única de imagem com todos os transferentes em posição, em uma única vez, sem detalhamento das regiões dos transferentes e sem a sobreposição de imagens (Fig. 6)

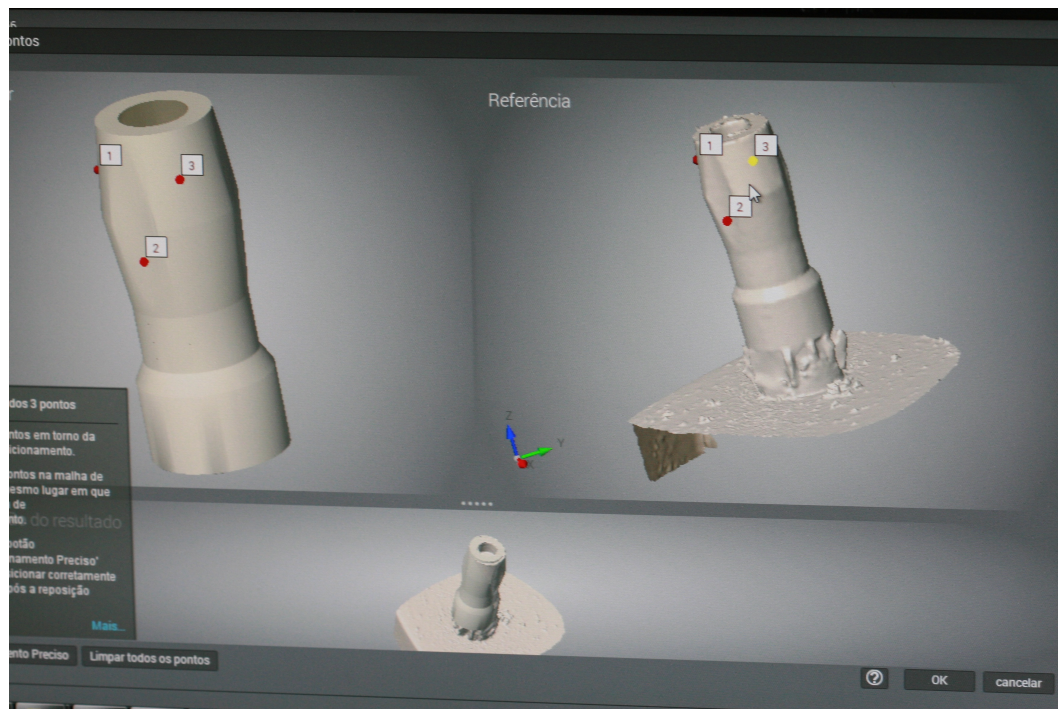
Figura 6 Escaneamento do último transferentes virtual - método de imagem única



Fonte: O autor (2018).

- Grupo 2- Escaneamento pelo método de imagem detalhada: realizada de maneira detalhada, inicialmente foi realizado o escaneamento de imagem única e posteriormente foi feito o escaneamento dos transferentes separadamente de cada um dos cinco análogos de mini pilar, com o objetivo de obter imagens mais detalhadas das regiões onde serão os pilares de ligação da futura infraestrutura (Fig. 7).

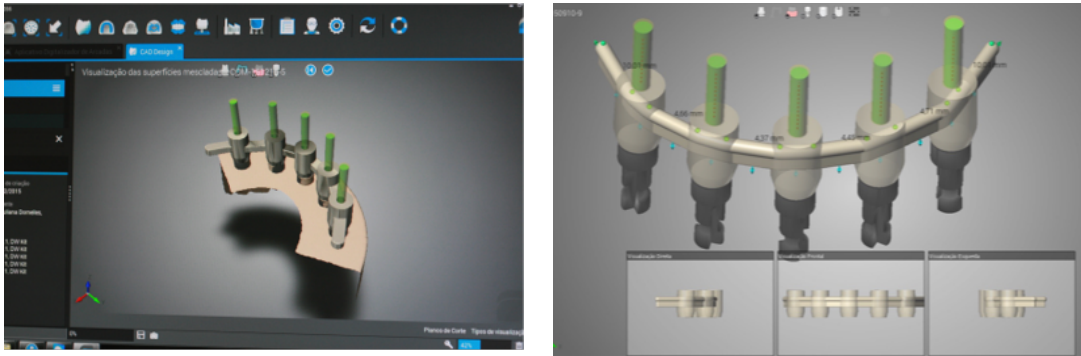
Figura 7. Escaneamento de imagem detalhada



Fonte: O autor (2018)

Após o escaneamento, o modelo virtual foi gerado e os transferentes virtuais foram identificados pelo software do escaner, que possui uma biblioteca de dados com diversos desenhos de transferentes. A identificação do implante e/ou componente presente no modelo, no momento da captura da imagem, é realizada de modo automático pelo software. De posse dessas informações, iniciou-se o desenho virtual das infraestruturas sobre os implantes (Fig. 8 a-b).

Figura 8 - Desenho virtual das estruturas. a) vista geral; b) vista mais aproximada



Fonte: O autor (2018).

5.3 Computer Assisted Machine (CAM)

Para uma melhor identificação visual, foram utilizados 2 modelos de barra padrão sugeridos no próprio software, foram construídos sobre os dois modelos virtuais gerados e gravado em formato .STL, que foram enviados para o centro de usinagem da Neodent (Curitiba, Paraná). Foram usinadas 8 infraestruturas por fresadora industrial (Ultrasonic 10 Sauer, DMG, Tóquio, Japão Fig.10a) pelo sistema CAD/CAM (Neodent Digital, Neodent, Curitiba, Paraná) a partir de discos de CrCo (MESA, Travagliato, Itália) de 98 mm de diâmetro, sob irrigação. Foram obtidas 4 barras a partir da usinagem de cada método de escaneamento: único ou detalhado (Fig. 10b).

Figura 10. Etapa do CAM - Fresagem das peças. a) fresadora industrial; b) barra fresada



Fonte: O autor (2018).

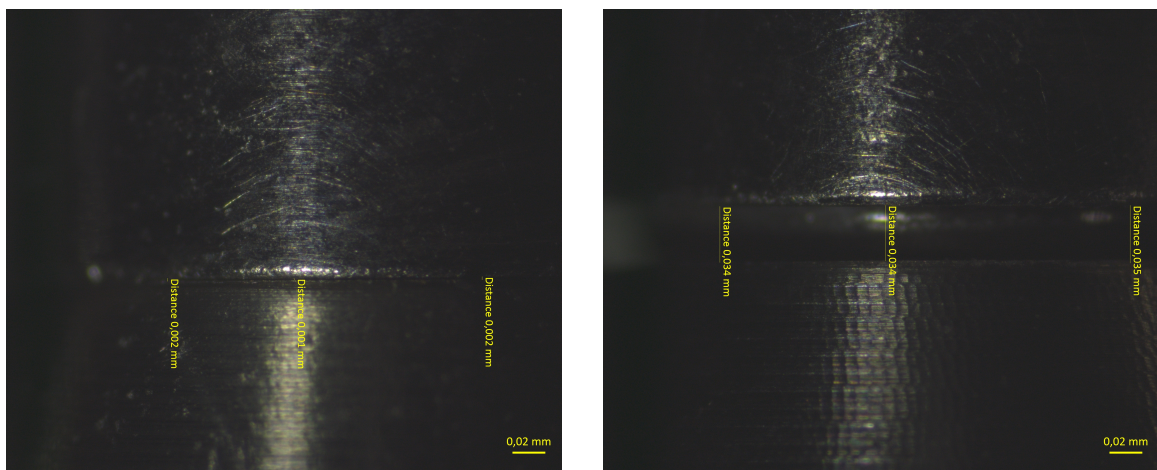
5.4 Mensuração da desadaptação

Para melhor didática, os 5 análogos de mini-pilar cônico fixados no modelo padrão de alumínio foram identificados por letras, sendo o análogo mais distal do lado esquerdo denominado “A”, e o mais distal do lado direito, letra “E”, seguindo a sequência “A”, “B”, “C”, “D” e “E” no modelo padrão.

Todos os parafusos utilizados para para cilindros calcináveis para mini pilar cônico de 4,1 mm (Neodent, Curitiba, Paraná), eram novos e receberam torque de 20 N, com catraca manual (Neodent, Curitiba, Paraná).

A desadaptação foi mensurada em relação ao *gap* formado entre o modelo mestre e o componente protético na posição distal “E” quando os parafusos distal “A” ou medial “C” eram apertados individualmente. No primeiro teste foi parafusado apenas o parafuso do análogo “A” e no segundo teste foi parafusado apenas o parafuso do análogo “C”. Foram realizadas 3 mensurações de desadaptação do parafuso “E”, em mm, com auxílio de estereomicroscópio (MiView USB Digital Microscope, Pittsford, NY, USA) de cada barra na face vestibular do análogo. Foram determinados 3 pontos, sendo um mais mesial, um no centro e um mais distal . Todas as medições foram obtidas por um único examinador. A partir destes dados foram obtidas 4 médias de cada condição experimental (Fig 11a-b)

Figura 11- Medidas da desadaptação das barras. a) barra obtida através de imagem única; b) barra obtida através de imagem detalhada.



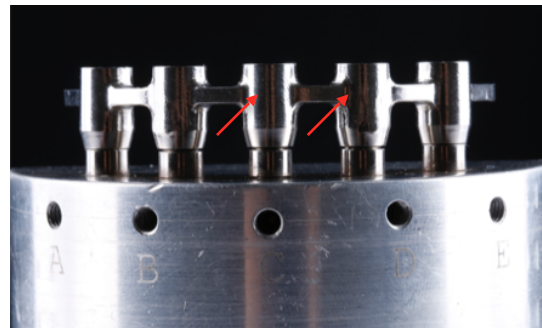
Fonte: O autor (2018).

Os dados foram tabulados para análise descritiva. Após confirmação dos pressupostos da normalidade pelo teste de homogeneidade pelo teste de Shapiro-Wilk (Prism 7, GraphPad, La Jolla, EUA), foi realizada a análise inferencial por ANOVA 2 fatores seguido pelo teste de Tukey com $\alpha=5\%$. Os fatores analisados foram o tipo de escaneamento (único ou detalhado) e a posição de aperto do parafuso (“A” ou “C”) (Fig 12 a-b).

Figura 12. Estruturas fresadas; a) escaneamento único; b) escaneamento detalhado)



Fonte: O autor (2018)



Fonte: O autor (2018)

Fonte: O autor (2018).

6 RESULTADOS

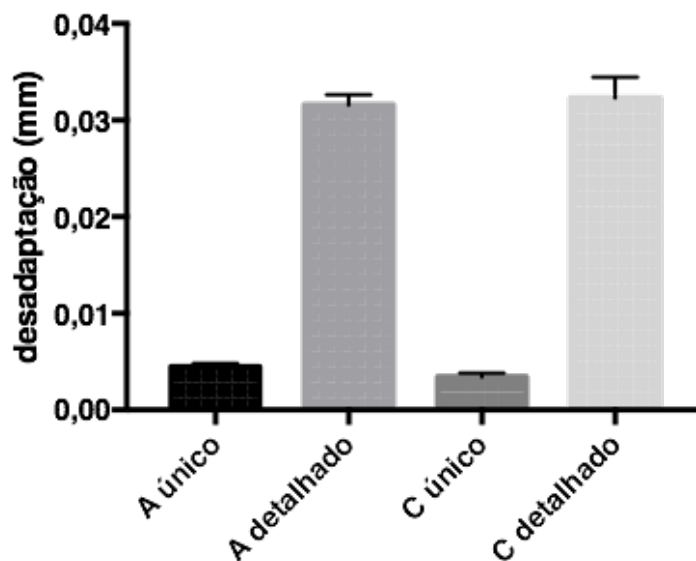
A Tabela 1 apresenta a estatística descritiva e o Gráfico de Colunas(Gráfico1) apresenta as médias e desvios padrão dos dados de desadaptação entre pilar e barra na posição “E”.

Tabela 1. Estatística descritiva de desadaptação na posição “E”

	Média (mm)	Desvio padrão	Coefficiente de variação
A único	0,00447	0,0003	7%
A detalhado	0,03158	0,0010	3%
C único	0,00340	0,0004	12%
C detalhado	0,03233	0,0021	6%

Fonte: O autor (2018)

Gráfico 1. Gráfico de colunas de desadaptação na posição “E”.



Fonte: O autor (2018)

A estatística de ANOVA 2 fatores verificou influência do tipo de escaneamento

na desadaptação mensurada na posição E ($p < 0,0001$), independente da posição de aperto do parafuso (“A” ou “C”; $p = 0,7958$; Tabela 2). Não houve interação dos fatores ($p = 0,1631$)

Tabela 2. Tabela ANOVA 2 fatores

	SS	DF	MS	F	p valor
Interação	$3,331 \times 10^{-6}$	1	$3,331 \times 10^{-6}$	2,208	0,1631
Tipo de escaneamento	0,003139	1	0,003139	2081	<0,0001
Posição do parafuso	$1,056 \times 10^{-7}$	1	$1,056 \times 10^{-7}$	0,07002	0,7958
Resíduo	$1,81 \times 10^{-5}$	12	$1,509 \times 10^{-6}$		

*SS: soma dos quadrados; DF: grau de liberdade; MS: média dos quadrados; F: estatística F.

Fonte: O autor (2018)

O teste de Tukey apontou que a desadaptação das barras escaneadas pelo método detalhado foi maior em comparação do que as escaneadas pela técnica única.

7 DISCUSSÃO

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a adaptação de infraestruturas de próteses tipo protocolo clássico Branemark obtidas através de escaneamento pelo método da imagem única ou pela técnica da imagem detalhada. O escaneamento por imagem única ocorre em um passo, sem detalhamento das regiões dos transferentes, enquanto na imagem detalhada as imagens da leitura única e da área de cada transferente são sobrepostas pelo *software* do equipamento. Os dois métodos de escaneamento são sugeridos pelo *software* em questão e geralmente os técnicos realizam os dois métodos. Diversos estudos verificaram que a confecção de infraestruturas implanto-suportadas com o auxílio do computador proporciona uma melhor precisão e adaptação (PERSSON, 2006; KAPOS, 2009; AL-FADDA *et al.*, 2010, ABDUO *et al.*, 2011; SIERRAALTA *et al.*, 2012; JAAFAR ABDUO, 2014; ARAUJO *et al.*, 2015; JODA *et al.*, 2015).

Persson (2006), atribui essa precisão superior da tecnologia CAD/CAM a duas razões principais. A primeira é a uniformidade das superfícies usinadas do implante ou do componente: as superfícies bem definidas e os ângulos conhecidos aumentam a acuidade do passo de varredura e subsequente determinação da extensão da superfície de encaixe da peça. O outro motivo é que as dimensões precisas do implante e do pilar são integradas no *software* CAD. Subsequentemente, o sistema de varredura registra principalmente a localização e a orientação dos implantes no modelo que corresponde a situação intra-oral real.

Vários estudos afirmam que o uso de implantes dentários em pacientes total ou parcialmente desdentados é uma modalidade de tratamento, extremamente previsível com resultados bastante satisfatórios a longo prazo. (ADELL *et al.*, 1990; BERGLUNDH *et al.*, 2002, PJETURSSON *et al.*, 2004, 2007, JUNG *et al.*, 2008). Próteses sobre implantes mal adaptadas são responsáveis por grandes complicações no sucesso e sobrevida dos implantes, e pode levar a falhas mecânicas, como afrouxamento e/ou fratura dos parafusos protéticos e dos intermediários; ou biológicas, tais como: reações teciduais circundantes, dor, sensibilidade, reabsorção óssea e até mesmo a perda da osseointegração (BRANEMARK, 1983; APARÍCIO, 1994, BURGUETE, 1994; JEMT, *et al.*, 1996; RIEDY *et al.*, 1997; KAN, *et al.*, 1999, RENNER *et al.*, 2000; COSTA *et al.*, 2003;

CAMPI *et al.*, 2010).

Para Silva (2008) e Sahin (2001), a perfeita adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis. No estudo atual, as infraestruturas escaneadas pela técnica da imagem única apresentaram uma adaptação 10x melhor em comparação as infraestruturas escaneadas pelo método da imagem detalhada.

As barras confeccionadas através do método de imagem detalhada, obtiveram uma adaptação forçada, quando foi dado torque em todos os parafusos, porém, essa adaptação não pode ser considerada passiva, segundo o que é descrito na literatura como adaptado passiva.

Segundo Branemark (1983) e Abduo (2010), o ajuste passivo de uma estrutura de implante, pode ser definido como o contato simultâneo e uniforme de todas as superfícies de encaixe, sem o desenvolvimento de estirpes antes da carga funcional. A adaptação passiva pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; o aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que um terço de volta; o controle visual com auxílio de lupa para as margens supra gengivais e controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares. Fujiwara (2005) acrescenta ainda quando não há desenvolvimento de folga ou de tensão ao ajustar a estrutura do implante antes da carga funcional (CAMPI *et al.*, 2010; JAAFAR ABDUO, 2014).

Uma restauração com adaptação deficiente sobre implantes pode resultar no aumento de tensões sobre o parafuso protético e conseqüente afrouxamento do mesmo (Al-TURKI *et al.*, 2002; SPAZZIN *et al.* 2009). Além de efeitos danosos sobre a prótese e o osso de suporte. A ausência de adaptação favorece ainda o acúmulo de biofilme, o qual pode aumentar o risco de inflamações teciduais e conseqüentes danos à interface osso/implante, uma vez que o biofilme parece ser um fator etiológico para periimplantite (BROGGINI *et al.*, 2003; COVANI *et al.*, 2006; COSYN *et al.*, 2011).

A tecnologia CAD/CAM, foi introduzida na odontologia com o objetivo de tentar reduzir esse tipo de complicação (Van Noort, 2012). Segundo Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo em próteses sobre implantes confeccionadas a partir da maneira convencional é provavelmente impossível. As

próteses sobre implantes começaram a ser confeccionadas através da tecnologia CAD/CAM, onde os procedimentos para a construção da peça conseguiriam eliminar alguns fatores, como por exemplo, expansão e contração dos materiais, que contribuem prejudicando o resultado final, por se tratar de um procedimento mais controlado e executado com auxílio de computadores.

Já segundo Liu (2008) e Al-Meraikhi (2018), apesar da tecnologia CAD/CAM eliminar vários passos, ele também introduz outras etapas, como varredura, modelagem de *software* e fresagem de estruturas. Segundo esses autores, a qualidade da adaptação das peças produzidas utilizando a tecnologia CAD/CAM, depende de todos os passos envolvidos no processo, como: preparo do caso, escaneamento, modelagem em CAD, usinagem, controle de qualidade, checagem e critério da prova em boca.

A diferença encontrada no presente estudo entre os grupos experimentais pode estar relacionada à variações no *software* durante a sobreposição de imagens, corroborando as observações de Eliasson (2010) e Ortorp (2011). Fluegge (2013), ainda acrescenta que a sensibilidade da aquisição óptica deve ser discutida. A repetição da varredura pode causar erros. Ele afirma que a transferência precisa da posição do implante na arcada depende diretamente da precisão e fidedignidade do método de escaneamento. A precisão expressa quão próximas as varreduras repetidas são umas para as outras (FLUEGGE *et al.*, 2017).

A literatura ainda é muito escassa quando se trata de método de escaneamento, porém, como mostrado no resultado desse trabalho, é um parâmetro importante a ser analisado e protocolado, que garante o resultado final esperado.

Para obtenção desse modelo virtual, o escaneamento é feito através de um padrão de luz em listras que é projetado sobre a superfície do modelo a ser escaneada. Segundo Camardella (2014), quanto maior a resolução utilizada pelo scanner, maior será a capacidade de captação de pontos, maior o número de triângulos e o tamanho dos arquivos, para os modelos digitais adquiridos. Em contrapartida, a geração de malhas muito refinadas ou de triângulos muito pequenos originam arquivos muito grandes, com excesso de informações, difíceis de manipular e incompatíveis com a utilização clínica diária, como no método da imagem detalhada.

A tecnologia CAD CAM é operador dependente. O fator humano ainda é

decisivo para o resultado final do trabalho. Este estudo corrobora com os achados de Al-Meraikhi H (2018), onde deve ser seguido um protocolo de trabalho para que se possa obter um resultado satisfatório nas peças confeccionadas utilizando essa tecnologia.

Para Jokstad (2017), além da curva de aprendizado necessária, os profissionais de odontologia devem pesquisar informações clinicamente significativas sobre a tecnologia CAD/CAM e não aceitar apenas o que é oferecido como argumento de venda pelas empresas apresentando uma promessa vaga de uma "produtividade aprimorada".

8 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente estudo, foi possível concluir que as peças escaneadas através do método de imagem única utilizando o software Dental Wings, apresentaram resultados superiores de adaptação, quando comparadas ao método de imagem detalhado.

REFERÊNCIAS

ABDUO, J.; BENNANI, V.; WADDELL, N.; LYONS, K.; SWAIN, M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 25:506–515, 2010.

ABDUO, J.; BENNANI, V.; WADDELL, N.; LYONS, K.; SWAIN, M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. **Clin Implant Dent Relat Res**. 14(Suppl 1):e20–e29, 2012.

ABDUO J., LYONS, K., BENNANI, V., WADDELL, N., SWAIN, M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. **Int J Prosthodont**. v.24, n.3, p. 207-20, May-Jun, 2011.

ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRÅNEMARK, P.I.; JEMT, T. Long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 5(4):347-359, 1990.

AI-FADDA, S. A.; ZARB, G.A.; FINER, Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. **Int J Prosthodont**. v.20, n.2, p. 125-131, Mar-Apr, 2007.

AI-MERAIKHI, H.; YILMAZ, B.; McGLUMPHY, E.; BRANTLEY, W.; JOHNSTON, W. M. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. **J Prosthet Dent**. 119(3):409-416, Mar., 2018.

APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. **Int J Periodont Rest Dent**. v. 14, n.5, p.404-19, 1994.

ARAÚJO, G. M.; de FRANÇA, D.G.; SILVA NETO, J.P.; BARBOSA, G.A. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. **Braz Dent J**. 26(3): 277-83, May-Jun, 2015.

BAUMRIND, S. Introduction. **Semin Orthod**. v. 7, no. 4, p. 222, 2001.

BERGLUNDH, T.; PERSSON, L.; KLINGE, B. A systematic review of the incidence of

biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. **J Clin Periodontol.** 29:197- 212, 2002.

BERNARDES, S.R.; TIOSSI, R.; SARTORI, I. A. M.; THOMÉ, G. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações: uma revisão crítica da literatura. **J. ILAPEO.** v.6, n.1, Jan-Mar, 2012.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 50:399–410, 1983.

BRÂNEMARK, P. I.; ADELL, R.; BRÂNEMARK, P. I.; ADELL, R.; ALBREKTSSON, T.; LEKHOLM, U.; LUNDKVIST, S.; ROCKLER, B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. **Biomaterials.** v.4, p. 25-8, 1983.

BRÂNEMARK, P. I.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSONN, B.O.; LINDSTROM, J.; OHLSSON, A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg.** v.3, p. 81-100, 1969.

BROGGINI, N.; McMANUS, L.M.; HERMANN, J.S. *et al.* Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J. Dent. Res.** v.82, p. 232–237, 2003.

BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 71:592-599, 1994.

CALLEGARI, A. **Análise da adaptação na infraestrutura metálica de suporte em protocolos implanto-suportados confeccionadas pela técnica CAD/CAM e fundição por indução com soldagem a laser.** Tese de Doutorado Universidade Cruzeiro do Sul, 2017.

CAMARDELLA, L. T.; SOUZA, J. M.; VILELLA, B. S.; VILELLA, O. V. Avaliação da acurácia e confiabilidade de modelos digitais por escaneamento do modelo de gesso. **OrtodontiaSPO.** 47(6):553-9, 2014.

CAMPI, J.; LAURITO, *et al.* Passividade da prótese sobre implante. **Innov. Implant. J., Biomater. Esthet.** v.5, n.3, p. 53-59, 2010.

CARVALHO, N. B.; GONÇALVES, S. L. M. B.; GUERRA, C. M. F.; CARREIRO, A. F. P. Planejamento em implantodontia: uma visão contemporânea. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.** Camaragibe, v.6, n.4, p. 17 - 22, outubro/dezembro, 2006.

CORREIA, A. R. M.; SAMPAIO FERNANDES, J. C. A.; CARDOSO, J. A. P.; LEAL DA SILVA, C. L. C. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. **Rev Odontol UNESP.** v.35, n.2, p. 183-89, 2006..

COSTA, H. M.; RODRIGUES, R. C.; MATTOS, M.G.; RIBEIRO, R. F. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz Dent J.** v. 14, n.3, p. 197-202, 2003.

COSYN, J.; van AELST, L.; COLLAERT, B. *et al.* The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.** v. 13, p. 286-95, 2011.

COVANI, U.; MARCONCINI, S.; CRESPI, R. *et al.* Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. **Implant Dent.** v.15, p. 298-304, 2006.

De ARAÚJO, G.M.; De FRANÇA, D. G.; SILVA NETO, J. P.; BARBOSA, G. A. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. **Braz Dent J.** 26(3):277-83, May-Jun., 2015.

De TORRES, E. M.; RODRIGUES, R. C.; De MATTOS, M. G.; RIBEIRO, R. F. The effect of commercially purê titanium and alternative dental alloys on the marginal fito F one-piece cast implant frameworks. **J Dent.** v.35, n.10, p. 800-805, 2007.

DRAGO, C. J. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. **J of the Amer Dent Assoc.** v. 137, n. 6, p. 794-800, Jun, 2010.

ELIASSON, A. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I- Bridge) in the edentulous jaw. **Clinical Implant Dentistry and Related Research,** v. 12, n. 2, p. 81-90, Jun, 2010.

FLUEGGE, T; ATT, W.; METZGER, M.; NELSON, K. A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies — An Experimental Approach. **J Prosthodont.** 26(1):34-41, Jan., 2017.

FLUEGGE, T.; SCHLAGER, S.; NELSON, K. *et al.* Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 144:471-478, 2013.

FUJIWARA, C. A. **Avaliação da interface de cinco sistemas de implantes e seus respectivos *abutments* com auxílio do método de microscopia eletrônica de varredura** [Dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista; 2005.

FUSTER-TORRES, M. A. *et al.* CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. **J Med oral patol oral cir buccal.** v.14, n.3, p.141-145, 2009.

GATTI, C.; CHIAPASCO, M. Immediate loading of Branemark implants, a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdenturs supported by conical transmucosal and standard MK II implants. **Clin Implant Dent Relat Res.** v.4, n.4, p. 190-9, 2002.

HERMANN, J. S.; SCHOOLFIELD, J. D.; SCHENK, R. K.; BUSER, D.; COCHRAN, D. L. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol**, v. 72, n.10, p. 1372-83, Oct, 2001.

HJALMARSSON, L.; SMEDBERG, J. I.; PETTERSSON, M.; JEMT, T. Implant-level prostheses in the edentulous maxilla: a comparison with conventional abutment-level prostheses after 5 years of use. **Int J Prosthodont.** 24:158-167, 2011b.

HOLLENBECK, K. van der POEL, M. White light or laser-what makes the best dental 3D scanner? **3Shape Technology Research.** 1-5, 2012.

HOLMES, J. R.; BAYNE, S. C.; HOLLAND, G. A.; SULIK, W.D. Considerations in measurement of marginal fit. **J Prosthet Dent.** 62:405-408, 1989.

ICHI, A. L. **Análise da viabilidade da aplicação da tecnologia CAD-Cam por prototipagem rápida na confecção de estrutura metálica da prótese parcial removível comparando-a ao método convencional** (Dissertação Mestrado). São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2010.

IUORNO JR., F. The third dimension. **Orthod Prod.** v. 9, p. 14-16, 2002.

JAAFAR, Abduo. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. **Journal of Oral Implantology.** 40(6):758-766, 2014.

JANSEN, V.K.; CONRADS, G.; RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.12, n.4, p.527-50, Jul-Ago, 1997.

JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin Oral Impl Res.** 6: 172-180, 1995.

JEMT, T.; BACK, T.; PETERSSON, A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. **Int J Prosthodont.** 12:209–215, 1999.

JEMT, T.; RUBENSTEIN, J. E.; CARLSSON, L.; LANG, B. R. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent.** 75 (3): 314-25, Mar.1996.

JODA, T.; BRÄGGER, U. Time-efficiency analysis comparing digital and conventional workflows for implant crowns: a prospective clinical crossover trial. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 30(5):1047-53, Sep-Oct., 2015.

JOKSTAD, A. Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages – a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation* 2017 44; 261–290.

JUNG, U. W.; CHOI, J.Y.; KIM, C. S.; CHO, K. S.; CHAI, J. K.; KIM, C. K.; CHOI, S. H. Evaluation of mandibular posterior single implants with two different surfaces: a 5-year comparative study. **J Periodontol.** 79(10):1857-1863, 2008.

KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K.; BOHSALI, K.; GOODACRE, C. J.; LANG, B. R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthetic Dentistry.** v.81,p.7-13, 1999.

KAPOS, T.; ASHY, L. M.; GALLUCCI, G. O.; WEBER, H. P.; WISMEIJER, D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 24:110-117, 2009.

KIM, S.; NICHOLLS, J. I.; HAN, C. H., *et al.* Displacement of implant components from impressions to definitive casts. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 21:747-755, 2006.

LENCIONI, K. A. **Avaliação da adaptação marginal em pilares pré-fabricados e das tensões transmitidas a implantes por infra-estrutura metálica em viga I em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares.** [Dissetação]. Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2011.

LIU, P. R.; ESSIG, M. E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compend Contin Educ Dent**. 29:482, 4, 6-8 passim., 2008.

MELLO, G. P. S.; MELLO, E. D. A.; CORAZZA, P. H. A new operative method for obtaining full-arch prostheses for immediate loading dental implants. **J Prosthodont Res**. 61(2): 223-227, Apr., 2017.

MISH, C. E.; BIDEZ, M. W. Oclusão e reabsorção do osso da crista – Etiologia e estratégia do plano de tratamento para implantes. In: McNEILL, C. **Prática e a ciência da oclusão.** Quintessense, 2000.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA, S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dent Mater J**. v. 28, n.1. 2009.

O'MAHONY, A.; BDENTSC, F. D. S.; BOWLES, Q.; WOOSLEY, G.; ROBINSON, S. J.; SPENCER, P. Distribuição do stress nos implantes ósseointegrados unitários: Análise por meio do elemento finito das cargas axiais e não-axiais. **The Int J of Oral Implantol**. 11(4): 24-34, 2002.

OLIVEIRA, D. D.; RUELLAS, A. C. O; DRUMMOND, M. E. L; PANTUZO, M. C. G.; LANNA, A. M. Q. Confiabilidade do uso de modelos digitais tridimensionais como exame auxiliar ao diagnóstico ortodôntico: um estudo piloto. **R Dental Press**

Ortodon Ortop Facial. v.12, n.1, p. 84-93, jan./fev. 2007.

ÖRTORP, A.; JEMT, T.; BÄCK, T.; JÄLEVIK, T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. **Int J Prosthodont.** v.16, n. 2, p. 194-200, Mar-Apr, 2011.

PERSSON, A.; ANDERSSON, M.; ODEN, A.; SANDBORGH-ENGLUND, G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. **J Prosthet Dent.** 95(3):194-200, Mar. 2006.

PJETURSSON, B. E.; BRÄGGER, U.; LANG, N. P.; ZWAHLEN, M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). **Clin Oral Implants Res.** 18:97-113, 2007.

PJETURSSON, B. E.; TAN, K.; LANG, N. P.; ZWAHLEN, M.; BRÄGGER, U.; EGGER, M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. **Clin Oral Implants Res.** 15(6):667-676, 2004.

POLIDO, W. D. Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da Odontologia **Dental Press J. Orthod.** vol.15 n.5, Sep./Oct., 2010.

RENNER, A. M. Fabrication of implant overdentures that are passive and biocompatible. **Implant Dent.** 9 (1): 96-101, 2000.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent.** v.78, n.6, p. 596-604, 1997.

ROMERO, G. G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J. M.; CANTERBURY, A. A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J Prosthet Dent.** 84 (6): 602-7, Dec. 2000.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant. **Implant Dent., Baltimore.** v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SANTOS, L. B.; CORAZZA, T. M. V. F.; SAMPAIO, N. M.; OLIVEIRA, A. S. Aspectos biomecânicos das próteses sobre implantes. **Odontologia. Clín.-Científ.** 6 (1): 13-18, Jan./Mar., 2007.

SARTORI, I. A.; RIBEIRO, R. F.; FRANCISCHONE, C.E.; MATTOS, M. G. In vitro comparative analysis of the gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J Prosthet Dent.** 92(2), 2004.

SIERRAALTA, M.; VIVAS, J. L.; RAZZOOG, M. E.; WANG, R. F. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. **Int J Dent.** 2012:374315, 2012.

SILVA, T. B.; De ARRUDA, N.M.A.; HENRIQUES, G.E.P.; MESQUITA, M.F.; GUIMARÃES, M.B. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologia*, **J. Baltic Dental and Maxilof.** v.10, n.4, p.96-100, 2008.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. prosth. Dent.** v. 49, p. 843-48, 1983.

SPAZZIN, A. O.; HENRIQUES, G.E.; De ARRUDA, N. M. A. *et al.* Influence of prosthetic screw material on joint stability in passive and non-passive implant-supported dentures. **Open Dent. J.** v.3, p. 245-9, 2009.

TAN, K. B. C. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics, is there such a thing as passive fit. **Ann Acad Méd Singapore.** v. 24, p. 138-157, 1995.

THOMÉ, G.; HERMANN, C.; MELO, A.C.M.; MOLINARI, A.R.D.M.; VIEIRA, R.A.; PONZONI, D. Utilização da técnica da barra distal em mandíbulas edêntulas com carga imediata. **RGO.** 54(2): 165-8, 2006.

THOMÉ, G.; MOLINARI, A.R.D.M.; MELO, A.C.M. Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. **Impl News.** 1(4): 25-33, 2004.

van NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dent Mater.** v.28, p. 3-12, 2012.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent.** 89:186-192, 2003.

WANG, R.R.; WEISCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding laser and infrared brazing. **J Prosthet Dent.** 89(5): 521-30, 1995.

WATANABE F, HATA Y. Analysis of stress distribution in screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.15, n.2, p.209-18, 2000.