JULIANA MAROTTI

**Análise da precisão de uma nova moldeira
para implantes dentários**

São Paulo
2012

JULIANA MAROTTI

**Análise da precisão de uma nova moldeira
para implantes dentários**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutora, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo
2012

Marotti J. Análise da precisão de uma nova moldeira para implantes dentários. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado 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: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

*Ao meu marido **Miki**, que esteve sempre ao meu lado, não somente nos momentos felizes, mas principalmente nos momentos de dificuldade, que foram vários. O seu apoio, ajuda e amor foram fundamentais para que eu pudesse concluir essa tese com sucesso.*

*Aos meus pais, **Alfredo e Leonir**, pelo apoio e amor incondicional, que foram fortes junto comigo nesses últimos anos, superando a saudade e a distância, mas sempre presentes. Foram incontáveis as vezes que me ajudaram com os trâmites desta tese.*

Não há nada mais reconfortante que ter a certeza de poder contar com a ajuda de uma pessoa. No meu caso, três. Sou abençoada!

Amo vocês!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*À **DEUS**, por permitir a conquista de todos os meus objetivos e nunca ter me permitido desistir. Só ELE sabe o quanto eu batalhei para poder concluir esse trabalho. Não foi fácil, mas cada dificuldade me ensinou alguma coisa, me trouxe experiência e novas portas foram abertas.*

*Ao meu querido orientador, **Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto**, por ter sempre acreditado em mim, ter me ajudado com todos os problemas que esse Doutorado envolveu e ter me dado não somente a possibilidade de concluir essa tese com sucesso, mas também de eu estar onde estou hoje.*

*Ao meu orientador alemão, **Prof. Dr. Stefan Wolfart**, por ter aberto as portas da Universidade de Aachen e ter apoiado não somente a realização desse duplo-doutorado, mas também meu desenvolvimento profissional.*

*À amiga **Tati**, que tornou realidade o sonho de concluir essa tese. Seu empenho, profissionalismo, força de vontade e dedicação, foram fundamentais para esse trabalho.*

Essa tese de doutorado pertence a todos vocês!

AGRADECIMENTOS

À **CAPES** e ao **DAAD** pela bolsa de Duplo-Doutorado Brasil-Alemanha (processo BEX 3476/09-0), em especial à Rebeca Mendonça do DAAD e à Sra. Vania Martins Aguilar Escobar, da CAPES.

Às empresas **Conexão Sistemas de Prótese** (Brasil), especialmente ao **Dr. Rodolfo Candia Alba Junior** pelo apoio incondicional; e **Hager & Werken** (Alemanha), pelo fornecimento do material necessário a essa pesquisa.

À **Universidade de São Paulo**, representado pelo Magnífico Reitor Prof. Dr. João Grandino Rodas, e à **RWTH (Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule) Aachen**, representada pelo Magnífico Reitor Prof. Dr. Ernst M. Schmachtenberg. À Faculdade de Odontologia da USP, representada pelo seu diretor, **Prof. Dr. Rodney Garcia Rocha**; e à Faculdade de Odontologia da RWTH Aachen, representada pelo seu diretor, **Prof. Dr. Stefan Uhlig**, que viabilizaram o processo de co-tutela e duplo-doutorado.

À **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá**, responsável pela área de concentração em Prótese Dentária do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

À **Profa. Dra. Marina Helena Cury Gallottini**, membro do Conselho de Pós-Graduação da USP, que teve uma participação ativa e importante para que o processo do duplo-diploma fosse finalizado com êxito.

Ao **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, que me abriu as portas para o mundo do laser e tornou possível o convênio entre ambas Universidades. Agradeço sua ajuda e empenho para a obtenção deste duplo-doutorado.

À **Profa. Dra. Tomie Toyota de Campos**, pelo apoio e incentivo durante toda a minha Pós-Graduação.

Ao **Prof. Dr. Dieter Weingart**, por ter me recebido no Katharinenhospital, em Stuttgart, Alemanha, por meio do Scholarship da ITI (International Team for Implantology). Muitos dos meus conhecimentos adquiridos em Cirurgia Oral e Implantodontia foram graças à minha experiência no Katharinenhospital. Aproveito também para agradecer alguns dos colegas do Katharinenhospital: **Maryam Ramsaier, Jörg Kälber, Anita e Sebastian Ahnefeld, Katinka Trinkle, Ingo Watanpour, Detlef Baier, OA. Heller, OA. Bublitz e OA. Daake.**

Ao **Dr. Klaus Haselhuhn**, por ter possibilitado a minha admissão como Doutoranda da Universidade de Aachen, por sua amizade e hospitalidade, e por ter idealizado a nova moldeira, que é o objeto de pesquisa desta tese.

Ao **Dr. Walter Mautsch**, por ter me ajudado não somente com o Doutorado em si, mas também com a redação e correções do contrato de co-tutela entre ambas universidades.

Ao **Dipl.-Ing. Daniel Lemmer** e ao IKT (Institut für Allgemeine Konstruktionstechnik) da RWTH Aachen, por ter me recebido no Instituto e participado no andamento deste trabalho, entre outros.

Ao **Dr.-Ing. Martin Wehner**, do Instituto Fraunhofer de Tecnologia Laser (ILT), por ter colaborado com o projeto de tratamento da superfície de titânio com laser, que era a princípio o projeto inicial do meu doutorado, mas por algumas intercorrências não pode ser concluído a tempo, mas continua sendo dado andamento.

Ao **Prof. Dr. Moacyr Domingos Novelli**, pela ajuda com o *software* ImageLab, essencial para conclusão desta pesquisa dentro do prazo.

Ao **Prof. Dr. Isaac Jamil Sayeg**, do Instituto de Geociências da USP, pela orientação e ajuda sobre a metodologia do trabalho.

Ao **Prof. Dr. Washington Steagall Jr.**, pela amizade e ajuda com a análise estatística.

Às minhas amigas e companheiras do LELO: **Ciça, Patty, Alyne, Karen, Simone, Dai, Leila, Anninha, Carol Steiner e Luana**. Um agradecimento especial para a **Marina**, pela amizade e ajuda com o processo de co-tutela.

A todos os **amigos da Pós-Graduação**, por compartilharem cada conquista e cada dificuldade da vida acadêmica.

Aos colegas do MediTec, do Instituto Helmholtz – RWTH Aachen: **Stefan Heger, Fabrice, Armin, Stefan B., Kirsas, Jasmin, Thorsten, Kristin, Jörg, Tobias, Matias, Christine, Daniel, Christoph, Moritz, Arne, Johannes, Sabines, Alexander, Collins, Meiko, Annegret, Björn e Melanie**. Todos eles, inclusive o **Prof. Dr. -Ing. Klaus Radermacher**, me receberam de braços abertos no Instituto e é para mim um prazer e privilégio trabalhar com essa equipe!

Aos funcionários da Pós-Graduação e do Setor de Convênios da FOU SP, da Pró-Reitoria de Pós-Graduação da USP, e da Reitoria da Universidade de Aachen, pela colaboração e pelo esforço para a concretização desta Co-tutela: **Stephan Dahm** (RWTH), **Alessandra Moreira de Lima** (FOUSP), **Cátia Tiezzi dos Santos** (FOUSP) e **Vanessa Borges** (Reitoria USP).

Aos membros da **Comissão de Relações Internacionais**, em especial à amiga **Profa. Dra. Ana Cecilia Corrêa Aranha**, pelas orientações em relação ao processo de obtenção do Duplo-Diploma.

Às funcionárias da Pós-Graduação do Uniklinikum Aachen, Andrea Meister e Claudia Kelm, pelo auxílio na minha admissão para o Doutorado.

Aos professores e funcionários do Departamento de Prótese, em especial à **Sandra, Cora e Val.**

Às secretárias do Departamento de Prótese da Universidade de Aachen, **Frau Kost e Frau Olefs.**

Aos funcionários da Biblioteca da FOU SP, especialmente às bibliotecárias **Glauci e Vânia**, pela pronta revisão e formatação desta obra.

E finalmente, mas não menos importante, aos **meus familiares** pelo apoio e incentivo que foram fundamentais para essa conquista, especialmente aos meus irmãos **Tania e Daniel Victor.**

MUITO OBRIGADA!!!

*O êxito da vida não se mede pelo caminho que você conquistou,
mas sim pelas dificuldades que superou no caminho.*

Abraham Lincoln

*A vida é uma constante batalha,
faça a sua sorte acontecer!*

Juliana Marotti

RESUMO

Marotti J. Análise da precisão de uma nova moldeira para implantes dentários (tese). São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

Considerando as dificuldades envolvidas no processo de moldagem com a moldeira aberta convencional, objetivou-se neste estudo avaliar a precisão da moldagem de transferência de implantes dentais utilizando uma nova moldeira, desenvolvida com o objetivo de facilitar a técnica de moldagem. Foi confeccionado um modelo de referência de uma mandíbula edentada e instalados quatro implantes nas regiões dos elementos 44, 42, 32 e 34, denominados implantes 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Sobre este modelo confeccionou-se uma barra de Cr-Co, para análise do desajuste. Foram realizadas 10 moldagens com silicona de adição para cada grupo (controle, moldeira aberta convencional) e teste (nova moldeira, Miratray Implant®) do modelo de referência, e após obtenção do modelo em gesso, a barra metálica foi parafusada somente no implante 1, e medida a fenda gerada na face vestibular dos implantes 3 e 4 por meio de microscópio óptico com aumento de 16x. As imagens foram analisadas por um único operador no tempo inicial e após uma semana por meio do software ImageLab. Os grupos foram comparados pelo teste de Mann-Whitney e Wilcoxon, com nível de significância estabelecido em 5%, pelo software estatístico SPSS. Os resultados mostraram diferença estatística ($p = 0,04$) ao comparar a média da primeira repetição do implante 3 (teste x controle); ao comparar a primeira repetição com a segunda para o implante 4 apenas no grupo controle; e na comparação dos valores máximos entre os implantes 3 e 4 do grupo controle. Em relação aos valores máximos do implante 3, obteve-se a média de 116 ± 45 μ m para o grupo controle, e 158 ± 17 μ m para o grupo

teste. Já para o implante 4, obteve-se a média de 106 ± 46 μ m para o grupo controle e 156 ± 22 μ m para o grupo teste. Considerando que o máximo desajuste permitido seria de 150 μ m, apenas o grupo controle teria um desajuste considerado aceitável clinicamente para o implante 3, entretanto sem diferença estatística para o implante 4. Como os valores dos grupos teste e controle foram muito próximos, dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que a nova moldeira promove uma precisão do sistema barra/implante muito próxima à moldeira aberta convencional.

Palavras-chave: Implante dentário. Moldagem. Moldeira.

ABSTRACT

Marotti J. Accuracy of a new impression tray for dental implants (thesis). São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Corrected version.

Considering the difficulties involved in the impression taking process when using the conventional open impression tray, the aim of this study was to evaluate the accuracy of transfer impression of dental implants using a new impression tray developed with the object of facilitating the impression-taking technique. A reference model of an edentulous mandible was fabricated, and four implants were placed in the regions of teeth 44, 42, 32 and 34, denominated implants 1, 2, 3 and 4, respectively. To analyze misfit, a Cr-Co bar was fabricated on this model. Ten impressions were taken with polyvinyl siloxane for each group (control, conventional open impression tray) and test (new impression tray, Miratray Implant®) from the reference model. After obtaining the plaster model, a metal bar was screw-retained on implant 1 only, and the gap generated at the vestibular face of implants 3 and 4 was measured by optical microcopy at 16x magnification. A single operator analyzed the images at the initial time and after one week, using ImageLab software. Groups were compared by the Mann-Whitney and Wilcoxon tests, with level of significance established at 5%, using statistical SPSS software. The results showed statistical difference ($p = 0.04$) when the mean of the first repetition of implant 3 (test x control) was compared; when the first repetition was compared with the second, for implant 4 only in control group; and in comparison of the maximum values between implants 3 and 4 of control group. As regards maximum values of implant 3, a mean of 116 ± 45 μm was obtained for control group, and 158 ± 17 μm for test group. Whereas, for implant 4, a mean of 106 ± 46 μm was obtained for control group and 156 ± 22 μm for test group. Considering that the maximum misfit permitted would be

150 μ m, only control group would have a misfit considered clinically acceptable for implant 3, however, without statistical difference for implant 4. As the test and control group values were very close, within the limitations of this study, it could be concluded that the new impression tray promotes bar/implant system accuracy very close to that of the conventional open impression tray.

Keywords: Dental implant. Impression-taking. Impression tray.

ZUSAMMENFASSUNG

Marotti J. Analyse der Präzision eines neuen Abformlöffels für Zahnimplantate (These). São Paulo: Universität São Paulo, Zahnmedizinischer Fachbereich; 2012. Korrigierte Version.

Die präzise Anpassung und passive Einfügung der Prothesen hängt vom Erhalt von Arbeitsmodellen ab, welche die Implantatsposition getreu wiedergeben. Dazu ist unter anderem entscheidend, dass die Abformtechnik und die Art des Abformlöffels geeignet sind, entsprechend den jeweiligen klinischen Fällen. In Anbetracht der Schwierigkeiten, die bei der Abformung mit dem konventionellen offenen Abformlöffel auftreten, wurde in vorliegender Studie beabsichtigt, die Präzision der Abformung von Zahnimplantaten unter Einsatz eines neuen Abformlöffels, der zur Erleichterung der Abformtechnik entwickelt wurde, zu beurteilen. Es wurde ein Referenzmodell eines zahnlosen Kiefers angefertigt und vier Implantate wurden in den Bereichen der Elemente 44, 42, 32 und 34 eingesetzt, die jeweils als Implantate 1, 2, 3 und 4 bezeichnet werden. Über diesem Modell wurde eine Chrom-Kobalt Leiste angebracht, um die Abweichung feststellen zu können. Für jede Gruppe wurden 10 Abformungen mit Polyvinylsiloxan angefertigt (Kontrolle, konventioneller offener Abformlöffel) und Prüfung (neuer Abformlöffel, Miratray Implant®) des Referenzmodells, und nach Erhalt des Gipsmodells wurde die Metallleiste nur in der Implantate 1 verschraubt und der an der bukkalen Fläche der Implantate 3 und 4 erzeugte Spalt wurde mit Hilfe eines optischen Mikroskops mit 16-facher Vergrößerung vermessen. Die Aufnahmen wurden in der Anfangsphase von einem einzigen Bearbeiter analysiert und nach einer Woche mit Hilfe der Software ImageLab ausgewertet. Die Gruppen wurden durch den Test von Mann-Whitney und Wilcoxon miteinander verglichen, mit einem auf 5% festgelegten Signifikanzniveau, mit Hilfe der statistischen Software SPSS. Die Ergebnisse wiesen einen statistischen Unterschied ($p = 0,04$) im Vergleich zum Durchschnitt der ersten Wiederholung des Implantats 3 auf

(Test x Kontrolle); beim Vergleich der ersten Wiederholung mit der zweiten für Implantat 4 nur in der Kontrollgruppe; und beim Vergleich der Höchstwerte zwischen den Implantaten 3 und 4 der Kontrollgruppe. In Bezug auf die Höchstwerte des Implantats 3 wurde der Durchschnittswert von 116 ± 45 μm für die Kontrollgruppe ermittelt, und von 158 ± 17 μm für die Testgruppe. Für Implantat 4 dagegen wurde der Durchschnittswert von 106 ± 46 μm für die Kontrollgruppe und von 156 ± 22 μm für die Testgruppe erhalten. Wenn man berücksichtigt, dass die maximal zulässige Abweichung 150 μm beträgt, hätte nur die Kontrollgruppe eine Abweichung, die für Implantat 3 als klinisch akzeptabel gelten würde, doch ohne statistischen Unterschied zu Implantat 4. Da die Werte der Test- bzw. der Kontrollgruppe sehr dicht beieinander lagen, kann im Rahmen der vorliegenden Studie die Schlussfolgerung gezogen werden, dass der neue Abformlöffel eine Präzision des Leiste/Implantat Systems ermöglicht, die dem konventionellen offenen Abformlöffel sehr nahe kommt.

Schlüsselbegriffe: Zahnimplantat. Abformung. Abformlöffel.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

mm	milímetro
µm	micrometro
g	grama
ml	mililitro
nº	número
n	tamanho da amostra
N	Newton (força)
Ø	diâmetro
%	porcentagem
>	maior
<	menor
°C	grau Celsius
Cr-Co	Cromo-Cobalto
2-D	Bi-dimensional
3-D	Tri-dimensional
Ltda.	limitada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Moldagem em Implantodontia	21
2.1.1 Tipos de moldeiras	22
2.1.2 Técnicas de moldagem	25
2.2 Análise da adaptação das próteses sobre implantes	27
2.3 Nova moldeira (Miratray Implant®)	33
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAL E MÉTODOS	38
4.1 Grupos	38
4.2 Modelo de referência	38
4.3 Moldagem	40
4.4 Análise da adaptação	42
4.5 Análise estatística	44
5 RESULTADOS	46
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÕES	65
REFERÊNCIAS	66
APÊNDICES	73

1 INTRODUÇÃO

Com a consolidação da osseointegração na Odontologia, é cada vez maior o número de pacientes que procuram a reabilitação protética por meio de implantes dentais, objetivando-se maior estabilidade e retenção das próteses parciais ou totais. Entretanto, o sucesso da reabilitação está diretamente relacionada a um meticuloso planejamento protético-cirúrgico, o qual proporcionará uma adequada distribuição de cargas durante o processo mastigatório (Gomes et al., 2006; Silva et al., 2008; Bhakta et al., 2011).

Um dos motivos de insucesso inclui, geralmente, desajuste do sistema de conexão das próteses. Para uma adaptação precisa e assentamento passivo das próteses é necessária a obtenção de modelos de trabalho que reproduzam com fidelidade a posição tri-dimensional do implante, que por sua vez dependem de uma boa moldagem dos implantes dentários e dos detalhes anatômicos a fim de que a moldagem de transferência seja corretamente estabelecida (Conrad et al., 2007; Silva et al., 2008).

Existem duas técnicas principais de moldagem, a direta (moldeira aberta) e a indireta (moldeira fechada) (Chee; Jivraj, 2006). Na técnica direta pode ou não ser realizada a união dos transferentes. Há vantagens e desvantagens para ambas as técnicas. A literatura mostra que a técnica de moldeira fechada não é tão precisa quanto a aberta, por essa razão, é mais indicado para moldagem de um a dois implantes. Entretanto, a moldeira fechada é mais simples e mais rápida. A técnica indireta também é indicada quando há abertura de boca limitada, podendo ser utilizada quando não há espaço suficiente para o acesso aos parafusos de fixação, ou em casos de pacientes com ânsia exagerada, sendo que a moldagem deve ser realizada o mais rapidamente possível (Carr, 1991; Conrad et al., 2007; Lee et al., 2008b; Bhakta et al., 2011).

Para a técnica direta, é necessário uma moldeira personalizada. A moldeira tem que ser perfurada na região da inserção do implante para facilitar a transferência da fixação do parafuso do pilar. Esta técnica é mais precisa e especialmente indicada para moldagem de mais de três implantes. Algumas vantagens incluem: há menor chance de apresentar imprecisões ao se tentar encaixar a coifa de volta no molde; indicada em casos de implantes divergentes, e menor chance de distorção da moldagem porque a coifa de moldagem permanece na mesma. A posição exata do parafuso deve, portanto, em primeiro lugar ser verificada e, em seguida, a cabeça do parafuso deve estar livre de material de moldagem (De La Cruz et al., 2002; Vigolo et al., 2003; Naconecy et al., 2004; Lee et al., 2008b; Jo et al., 2010; Lee et al., 2010; Yamamoto et al., 2010).

Considerando as dificuldades envolvidas no processo de moldagem com a moldeira aberta convencional, uma nova moldeira foi desenvolvida objetivando-se facilitar a técnica de moldagem. A Miratray Implant® é uma moldeira descartável usada no lugar de uma moldeira individual, com uma fina película plástica transparente na face oclusal que é perfurada durante o ato da moldagem, facilitando o acesso aos parafusos dos implantes (Haselhuhn et al., 2010).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Moldagem em Implantodontia

O sucesso das restaurações protéticas em Implantodontia está diretamente associado à precisão e adaptação passiva entre prótese e implante, estabilidade da interface implante/pilar, assim como a uma adequada distribuição de forças mastigatórias ao conjunto. O procedimento de moldagem de transferência do implante ou do intermediário é uma das etapas mais importantes para a obtenção da passividade do conjunto prótese/implante (Gomes et al., 2006).

Uma moldagem inadequada pode resultar no desajuste da prótese, o que por sua vez pode levar a complicações mecânicas e/ou biológicas. Afrouxamento do parafuso, fratura do parafuso, fratura do implante e má-oclusão podem ser citados como complicações mecânicas decorrentes do desajuste protético (Jemt et al., 1996; Sahin; Cehreli, 2001; Lee et al., 2008a). Além disso, reações inflamatórias nos tecidos biológicos podem também ser causados devido a problemas de precisão no sistema de conexão protética, gerados pelo acúmulo de placa nesses espaços. Mesmo que a obtenção de um assentamento absolutamente passivo seja praticamente impossível de ser alcançado, é essencial minimizar o desajuste a fim de prevenir possíveis complicações das próteses sobre implantes (Lee et al., 2008b; Shetty; Shenoy, 2011).

Dentre os fatores que influenciam a qualidade da moldagem em Implantodontia, pode ser citado: material de moldagem, precisão do sistema de conexão e transferentes, tipos de moldeira, técnicas de

moldagem, modo de desinfecção do molde e a própria experiência clínica do operador (Thompson et al., 1994; Lee et al., 2008b; Bhakta et al., 2011).

2.1.1 Tipos de Moldeiras

Existem algumas opções de moldeiras para a realização do procedimento de moldagem em prótese sobre implante, denominadas convencionais (metálicas ou plásticas) ou individuais (geralmente confeccionadas em resina acrílica ou fotopolimerizável) (Gomes et al., 2006). Dentre as moldeiras convencionais de material plástico, essas podem ser rígidas ou flexíveis (Carrotte et al., 1998; Mitchell et al., 2009).

As moldeiras convencionais (de estoque) podem ser divididas, conforme sua apresentação, em lisas ou perfuradas (Figura 2.1). As perfuradas são geralmente utilizadas quando há a necessidade de maior retenção do material de moldagem à moldeira, caso do alginato. Já as moldeiras lisas são utilizadas para godiva. Em relação ao tipo de material, as moldeiras convencionais podem ser fabricadas em alumínio, aço inoxidável, plástico ou resina. Como a moldeira de estoque precisa cobrir toda a área a ser moldada, freqüentemente são necessárias adaptações. Tal procedimento é denominado "individualização da moldeira de estoque", tendo como principais objetivos uniformidade do material de moldagem, condições de confinamento ao material de moldagem, maior abrangência possível do molde, e finalmente servir de referência para o posicionamento final da moldagem (Todescan et al., 1998; Medeiros, 1999).

Figura 2.1 – Tipos de moldeira de estoque: perfurada, lisa, de metal ou plástico

A moldeira individual é confeccionada após obtenção do modelo de estudo obtido a partir da primeira moldagem com a moldeira de estoque convencional. A moldeira individualizada confere uma reprodução precisa dos maxilares em três dimensões: comprimento, altura e largura. Considerando a variedade de formas e tamanhos dos rebordos alveolares, é fundamental o uso de moldeiras especialmente construídas e adaptadas para cada caso clínico. É comumente confeccionada em resina acrílica, mas pode também ser fabricada com resina fotopolimerizável ou materiais termoplásticos (godiva). A moldeira individual, por ser personalizada para cada paciente, produz moldes mais fiéis e necessita de uma menor quantidade de material de moldagem. Além disso, é menos desconfortável para o paciente, por permitir um melhor ajuste e evitar excesso de extravasamento do material de moldagem (Medeiros, 1999; Gomes et al., 2006; Shafa et al., 2008; Bhakta et al., 2011).

A espessura do material de moldagem influencia diretamente na precisão do molde, devido à contração de polimerização (Eames et al., 1979). É recomendado moldeiras com até 3 mm de alívio a fim de proporcionar maior estabilidade aos materiais de moldagem (Marcinak et al., 1980). Assim, as moldeiras individualizadas são mais indicadas por serem geralmente mais rígidas, conferindo ao material de moldagem uma

espessura ideal (Bomberg et al., 1985; Thongthammachat et al., 2002; Bhakta et al., 2011).

Em um estudo foi avaliada a precisão da moldeira de estoque com a moldeira individual em dois implantes dentais unidos por barra na prótese final (*overdenture*). O desajuste vertical foi medido entre o modelo e a estrutura de referência. Os autores concluíram que as moldeiras rígidas individualizadas promovem modelos mais precisos que as moldeiras de estoque, para o mesmo material de moldagem (Burns et al., 2003).

Apesar de ser consenso na literatura as vantagens das moldeiras individuais em detrimento das moldeiras pré-fabricadas (de estoque), sejam elas em material plástico ou metal (Millstein et al., 1998; Thongthammachat et al., 2002; Burns et al., 2003; Mitchell et al., 2009), alguns estudos mostram que na prática clínica, as moldeiras de estoque ainda são as mais utilizadas (Winstanley et al., 1997; Samet et al., 2005), provavelmente por terem a vantagem de eliminar o tempo gasto na fabricação das moldeiras individuais (Todescan et al., 1998).

Samet et al. (2005) avaliaram a qualidade das moldagens enviadas a 11 laboratórios protéticos para a fabricação de próteses parciais fixas. Um total de 193 moldagens foram avaliadas por três examinadores com técnica calibrada. Os autores observaram que a maioria das moldeiras enviadas aos laboratórios eram moldeiras de estoque, sendo 66,8% de material plástico, 32,7% de metal e apenas uma moldeira individualizada (0,5%). Resultados semelhantes foram observados por Winstanley et al. (1997), que de 290 moldagens enviadas a quatro laboratórios protéticos, 58% eram moldeiras de plástico flexíveis. Consequentemente, ambos os autores constataram uma alta porcentagem de erros inerentes às moldagens: polimerização incompleta do material de moldagem, falta de retenção do material à moldeira, interferências do tecido mole na moldagem, espessura excessiva do material de moldagem, presença de bolhas, entre outros.

Shafa et al. (2008) avaliaram os efeitos da moldeira individual na precisão dos modelos de trabalho. Foram confeccionadas moldeiras em resina acrílica e resina fotopolimerizável, a fim de comparar as dimensões verticais, comprimento e altura em relação ao modelo original. Os autores não observaram diferenças significantes entre os dois tipos de moldeira, exceto na direção vestibulo-lingual para a resina fotoativada, que teve maior precisão.

2.1.2 Técnicas de Moldagem

Em Implantodontia, com moldeiras de estoque ou individualizadas, pode ser realizada a técnica de moldeira fechada (indireta, de transferência) ou aberta (direta, de arrasto) (Carr, 1991; Akca; Cehreli, 2004; Gomes et al., 2006; Cabral; Guedes, 2007; Silva et al., 2008).

A técnica de transferência com moldeira fechada é geralmente realizada em casos de implantes unitários, ou de até três elementos, não adjacentes entre si, para pacientes dentados, sendo que o acesso ao componente de moldagem (transferente) não é necessário. Após a obtenção do molde, cada transferente é então removido do implante e parafusado no seu análogo. O conjunto transferente/análogo é então encaixado manualmente no molde exatamente na mesma posição que se encontrava na boca (Del'Acqua et al., 2008; Silva et al., 2008).

A técnica de arrasto com moldeira aberta é indicada quando um maior grau de precisão é requerido, principalmente em casos de implantes adjacentes, divergentes, e pacientes desdentados. Após parafusar os transferentes nos implantes por meio de parafusos-guia, uma moldeira plástica aberta, individual ou de estoque, deve ser utilizada. As moldeiras abertas podem possuir uma janela ou serem perfuradas localmente, na

posição dos transferentes. A vantagem da janela é que o maior espaço permite maior facilidade de posicionamento na boca no momento de inserção da moldeira, evitando interferências no ato da moldagem (Silva et al., 2008; Bhakta et al., 2011).

Além disso, na técnica de moldeira aberta há a possibilidade da união ou não dos transferentes, com resina acrílica, a fim de obter uma moldagem ainda mais precisa, principalmente em casos de implantes múltiplos. As vantagens e desvantagens de unir ou não os transferentes, a comparação entre as técnicas, os diferentes tipos de transferentes e metodologias disponíveis é amplamente discutido na literatura, sendo que a maioria dos trabalhos relatam maior precisão quando há união dos transferentes (Assif et al., 1992; Chee; Jivraj, 2006; Cabral; Guedes, 2007; Conrad et al., 2007; Del'Acqua et al., 2008; Filho et al., 2009; Del'Acqua et al., 2010; Yamamoto et al., 2010; Faria et al., 2011).

As técnicas de moldagem direta e indireta têm sido comparadas por diversos autores (Humphries et al., 1990; Carr, 1991; Barrett et al., 1993; Herbst et al., 2000; De La Cruz et al., 2002; Vigolo et al., 2003; Assuncao et al., 2004; Daoudi et al., 2004; Cabral; Guedes, 2007; Conrad et al., 2007; Del'Acqua et al., 2008; Wenz; Hertrampf, 2008). Enquanto a vasta maioria dos estudos indicaram melhores resultados usando a técnica direta, apenas dois trabalhos obtiveram resultados superiores com o emprego da técnica indireta (Humphries et al., 1990; Burawi et al., 1997). Os autores alegaram que além da técnica ter sido mais precisa, requer menos tempo, é de fácil execução e proporciona maior conforto ao paciente. Entretanto, em uma revisão sistemática da literatura, (Lee et al., 2008b) questionam os resultados apresentados por esses autores pois o delineamento clínico das pesquisas não foi relevante e acabou favorecendo a técnica indireta.

Daoudi et al. (2004) avaliaram o reposicionamento dos transferentes após realizar a moldagem direta e indireta por três grupos distintos: dentistas experientes, estudantes de pós-graduação e protéticos. O estudo mostrou que, independente da experiência clínica, os transferentes nunca

retornavam a posição original no caso das moldagens de transferência, provavelmente devido à imprecisão inerente da técnica. Esse erro poderia ser multiplicado quando a moldagem fosse realizada em situações de implantes múltiplos. Foi observado que para situações nas quais havia quatro ou mais implantes, a técnica direta foi mais precisa em relação a técnica indireta.

2.2 Análise da adaptação das próteses sobre implantes

Após osseointegração dos implantes dentários, é realizada um segundo acesso cirúrgico para localizar a cabeça do implante (no caso de implantes submersos sob o tecido gengival). Sobre esse implante é instalado um componente protético a fim de que a posição correta do implante seja transferida para o modelo de trabalho, para então ser confeccionada a prótese e/ou barras sobre esses implantes (Branemark et al., 1977; Cecchinato et al., 2004).

Um dos fatores determinantes para um assentamento passivo é a precisão da moldagem. Tanto as diversas técnicas como os diferentes materiais têm influência na precisão da moldagem de transferência intra-oral (Chee; Jivraj, 2006; Lee et al., 2008b; Sorrentino et al., 2010; Yamamoto et al., 2010; Stimmelmayer et al., 2011a). Entretanto, atingir um absoluto assentamento passivo das supraestruturas é praticamente impossível, devido às diferentes fontes de erros, inerentes aos materiais e técnicas de moldagem (Hamata et al., 2005; Chee; Jivraj, 2006; Cabral; Guedes, 2007; Lee et al., 2008b; Filho et al., 2009; Campi-Junior et al., 2010; Lee; Cho, 2011; Stimmelmayer et al., 2011a; Al Quran et al., 2012).

Particularmente nos casos das próteses implanto-suportadas de pacientes edentados parciais ou totais, o desajuste das supra-estruturas é ainda mais problemático pois os implantes não possuem mobilidade fisiológica, capaz de compensar pequenas distorções adquiridas durante o processo indireto de confecção da prótese. Assim, a posição e a angulação dos implantes têm um papel importante na precisão pois tensões geradas por uma adaptação não passiva podem causar falhas mecânicas ou reações biológicas adversas (Hamata et al., 2005; Jo et al., 2010; Sorrentino et al., 2010; Stimmelmayer et al., 2011a).

Foi documentado na literatura que a amplitude de movimentação dos implantes osseointegrados é limitada de 50 a 150 μ m, permitido pela resiliência óssea (Szmukler-Moncler et al., 1998). Tal rigidez na conexão significa que qualquer estresse ou tensão provenientes da fixação da prótese, será transmitido diretamente para os componentes do implante e/ou para a interface osso-implante (Sahin; Cehreli, 2001; Abduo et al., 2010).

Segundo Brånemark (1983), uma discrepância até 10 μ m seria permitida para que a conexão prótese-implante fosse considerada precisa, assegurando um estímulo de remodelação óssea adequado. Tal nível de adaptação poderia ser referido como adaptação passiva, pois após a instalação da prótese os implantes permaneceriam sem tensão nas posições pré-fixadas. Entretanto, a viabilidade de se alcançar próteses passivas dentro da limitação de apenas 10 μ m proposta por Brånemark é questionável (Carr et al., 1996; Hamata et al., 2005). A percepção clínica tem sugerido várias outras magnitudes de distorção aceitáveis, sem prejuízo da função biomecânica para o paciente (Taylor et al., 2000; Sahin; Cehreli, 2001).

Diversos autores tentaram definir a passividade das próteses sobre implantes (Jemt, 1991; Watanabe et al., 2000; Sahin; Cehreli, 2001; Karl et al., 2004), entretanto, todas as definições são hipotéticas e o conceito de passividade não é ainda claro na literatura (Abduo et al., 2010). Enquanto alguns autores reportam que a definição de passividade seria a ausência de tensão após colocação da prótese sobre os implantes (Watanabe et al.,

2000; Sahin; Cehreli, 2001; Karl et al., 2004), (Jemt, 1991) é mais preciso ao afirmar a possibilidade de passividade com discrepâncias de até 150 μ m.

Um estudo com elementos finitos mostrou que quando a adaptação passiva foi assumida, as tensões foram distribuídas de forma uniforme e todos os componentes do sistema de implante produziram mínimos picos de tensão para cada componente (Kunavisarut et al., 2002). (Natali et al., 2006) demonstraram que as tensões geradas pelo desajuste poderia ser comparadas às tensões geradas pelas forças oclusais; assim, tais discrepâncias deveriam ser evitadas a fim de garantir a confiabilidade do sistema protético a longo prazo.

A precisão do sistema de conexão das próteses sobre implantes podem ser avaliados através de dois métodos: *in vivo* ou *in vitro* (Abduo et al., 2010; Shetty; Shenoy, 2011).

A precisão de adaptação é difícil de ser avaliada clinicamente. Diversas metodologias tem sido propostas, sendo que cada procedimento tem seus méritos e suas limitações. Assim, o ideal seria que o clínico utilizasse mais de uma metodologia a fim de garantir a precisão esperada. As diferenças entre as metodologias clínicas disponíveis, segundo uma revisão sistemática da literatura realizada por (Abduo et al., 2010) estão expostas na tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Métodos clínicos para avaliação da precisão de adaptação

Técnica	Vantagens	Desvantagens	Precisão
Pressão Digital	Simples Rápida	Imprecisa para margens subgengivais Difícil de ser interpretada	+
Inspeção Visual	Fácil	Subjetiva Detecta apenas grandes discrepâncias Inadequada para margens subgengivais	+
Radiografias	Fácil Subgengival	Sobreposição das estruturas Deve ser padronizada	++
Sensibilidade táctil	Fácil Simples	Requer uma verificação precisa Dependente da sensibilidade e destreza manual	++
Teste de Sheffield	Eficiente para próteses extensas	Não detecta desajustes 3-D Requer experiência	++
Materiais de evidenciação	Fácil Disponível	Limitada para margens supragengivais	+++
Teste de resistência do parafuso	Precisa	Subjetiva Requer instrumentos extras	++++
Fotogramétrica 3-D	Precisa Previsível	Alto custo Difícil de ser utilizada Requer experiência	+++++

As abordagens *in vitro* são mais apropriadas quando utilizadas antes da aplicação de qualquer método *in vivo*. Para avaliar a precisão de ajuste *in vitro*, existem duas possibilidades: técnicas de criação de modelos e técnicas dimensionais. As técnicas de criação de modelos são mais utilizadas para avaliar o efeito dos desajustes das próteses sobre o complexo osso-implante. Já as técnicas dimensionais são utilizadas principalmente para medir os espaços entre as próteses e implantes. A diferença entre as metodologias *in vitro* estão descritas na tabela 2.2 (Abduo et al., 2010).

Tabela 2.2 – Métodos *in vitro* para avaliação da precisão de adaptação

Técnica	Vantagens	Desvantagens	Precisão
Criação de modelos			
Análise Fotoelástica	Localização do ponto de tensão Método qualitativo	Não modela tecidos vivos e próteses Acesso limitado aos parâmetros Subestima as tensões geradas Utiliza modelo isotrópico	++
Análise de tensões	Simplifica situações complexas Método quantitativo Pode ser utilizada intraoral Útil se utilizada com materiais que simulam os tecidos naturais	Localização dos pontos de tensão é crítica Leitura apenas lateral Método apenas 2-D Não há informação da sub-superfície Sensível a mudanças de temperatura	++++
Elementos finitos	Precisa Previsível Vários parâmetros podem ser usados Excelente para quantificar tensões Pode verificar o efeito das imprecisões Previsão da interface osso-implante	Complexa Hipóteses e condições de variações no modelo são críticos	+++++
Métodos dimensionais			
Microscópio	Fácil de ser utilizado e interpretado Baixo custo Pode ser utilizado em laboratório	Requer padronização Precisão variável Não é eficiente em 3-D	+++
Fotogramétrico	Informações 3-D Precisa	Requer software específico Padronização da câmera é essencial Técnica sensível	++++
Máquina de medição de coordenadas	Passível de ser repetida Precisa em 3-D	Alto custo É necessário instalações especiais	+++++

Ainda não há um consenso na literatura sobre a metodologia *in vitro* ideal para a análise da precisão das próteses sobre implantes. Assim, as diferentes ferramentas de análise têm sido utilizadas: microscópio óptico (Burns et al., 2003; Ceyhan et al., 2003; Cabral; Guedes, 2007; Del'Acqua et al., 2008), microscópio eletrônico de varredura (Yamamoto et al., 2010), tomografia computadorizada (Tahmaseb et al., 2010), sistema CAD/CAM (Abduo et al., 2011; Papaspyridakos et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2011a; Stimmelmayer et al., 2011b) entre outros (Conrad et al., 2007; Sorrentino et al., 2010; Kwon et al., 2011; Lee; Cho, 2011). Até o presente momento, não há entretanto estudos analisando a precisão entre os diferentes métodos.

Burns et al. (2003) avaliaram a precisão de moldeiras abertas utilizando moldeiras individualizadas ou de estoque, com microscópio óptico. Foram analisados 3 pontos em cada análogo. Os autores observaram que os modelos obtidos a partir das moldagens com moldeiras de estoque tiveram uma maior discrepância no ajuste ($23 \pm 20 \text{ }\mu\text{m}$) em relação às moldeiras individualizadas ($12 \pm 10 \text{ }\mu\text{m}$), sendo os resultados estatisticamente significantes ($p < 0,001$).

Del'Acqua et al. (2008) compararam três tipos de transferentes (cônicos, quadrados e quadrados ferulizados) associados com três técnicas de vazamento do gesso (convencional, com tubos de látex e com os análogos unidos com resina acrílica). Foram analisadas 3 medidas do lado lingual de cada pilar por meio de microscópio óptico (aumento de 100x) acoplado a câmera de vídeo. Melhores resultados foram obtidos com os transferentes quadrados associados ao vazamento com tubos de látex ($38 \text{ }\mu\text{m}$). O maior desajuste foi observado no grupo dos transferentes cônicos unidos com resina acrílica ($141 \text{ }\mu\text{m}$), seguido pelo grupo dos transferentes cônicos associados à técnica convencional ($117 \text{ }\mu\text{m}$). A técnica de vazamento não influenciou a precisão de modelos de gesso quando os transferentes quadrados ferulizados foram utilizados.

Cabral e Guedes (2007), analisaram quatro diferentes técnicas de moldagem em implantes: 1) técnica indireta com transferentes cônicos, 2) técnica direta com transferentes quadrados isolados, 3) técnica direta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica e 4) técnica direta com transferentes quadrados unidos, seccionados e soldados depois após polimerização da resina. A leitura do posicionamento dos análogos dos implantes nos corpos-de-prova e na matriz metálica foi feita em um projetor de perfil, com resolução de $0,001\text{mm}$, em que foi medida a distância entre as extremidades dos parafusos, para todos os corpos-de-prova, verificando-se alterações em comparação à medida obtida entre a distância desses parafusos na matriz metálica. Os autores concluíram que a técnica 4 foi a mais precisa.

Deve haver um intervalo de desadaptação prótese tolerado por implantes osseointegrados que permita a estabilidade a longo prazo. Os estudos que apoiam esta teoria tem encontrado que próteses clinicamente bem ajustadas ainda recebem uma quantidade considerável de carga provocada pelo desajuste, mas sem haver perda da osseointegração. Clinicamente, é difícil de medir espaços menores que 60 μ m. Embora haja evidências que o desajuste da prótese não afete a osseointegração, tal desadaptação da prótese é susceptível a aumentar a incidência de soltura do componente ou problemas mecânicos. As causas de insucesso são multifatoriais, mas deve-se considerar o importante papel desempenhado pelo desajuste da prótese, tais como afrouxamento do parafuso e fratura do implante. Considerando essas preocupações, a precisão de adaptação das próteses sobre implantes devem ser minimizadas (Jemt et al., 1992; Kallus; Bessing, 1994; Burns et al., 2003).

2.3 Nova Moldeira (Miratray Implant®)

As moldagens com moldeira aberta podem ser realizadas com moldeiras individuais ou de estoque. Em ambos os casos, há a necessidade de perfurar a superfície oclusal para acesso aos parafusos dos transferentes. Tal individualização requer um maior tempo clínico, conseqüentemente maior custo, e deve ser realizado com cautela a fim de que o espaço nem seja tão pequeno que interfira na moldagem e nem tão grande que fragilize a moldeira (Lee et al., 2008b).

Com a intenção de facilitar o processo de moldagem para implantes unitários ou múltiplos, uma nova moldeira foi desenvolvida (Miratray Implant®, Hager & Werken, Duisburg, Alemanha). O diferencial desta moldeira (Figura

2.2) é a presença de uma película plástica (poliamida) transparente na superfície oclusal, com 15 μ m de espessura, tecnologia patenteada pelo Dr. Klaus Haselhuhn, da Universidade RWTH Aachen, Alemanha. A moldeira é feita de material plástico semi-flexível, é descartável e está disponível em três tamanhos (P, M, G) para maxila e mandíbula (Haselhuhn et al., 2010).

Figura 2.2 – Moldeira Miratray Implant®. A película plástica oclusal é perfurada de forma localizada e precisa, somente na região dos pilares. Exemplo de uma moldagem de maxila com cinco implantes

Segundo o fabricante, a Miratray Implant® é uma moldeira descartável usada no lugar de uma moldeira individual, indicada tanto para maxilas dentadas e desdentadas. Por ser transparente, a película facilita a escolha do tamanho da moldeira e correta adaptação. As moldeiras não devem ser adaptadas individualmente, pois a película plástica é facilmente perfurada durante a moldagem, permitindo que a película fique exatamente em volta dos pilares, não permitindo o extravasamento do material de moldagem pelas perfurações (Figura 2.3). Assim, a nova moldeira assegura uma rápida, limpa e precisa moldagem dos implantes (Haselhuhn et al., 2010).

Figura 2.3 – (A) Seleção da moldeira; (B) perfuração da película no ato da moldagem, evidenciando o pilar; (C) molde visto por oclusal; (D) vista da parte inferior da moldeira, evidenciando o pequeno furo promovido na película

Haselhuhn et al. (2010) realizaram um estudo para avaliar qual seria o tipo de plástico e a espessura ideal para perfuração de implantes, para posterior utilização da nova moldeira, em dois casos clínicos distintos. Os autores dividiram as perfurações em três grupos (n=10): poliamida com 15 μ m, poliamida com 30 μ m e polietileno com 20 μ m. As películas foram testadas em pilares de três diferentes empresas (Astra Tech, BEGO Semados e Heraeus Kulzer), por apresentarem alturas distintas. A análise das perfurações foi realizada em um aparelho, com velocidade constante de 10 mm/min, que seria a velocidade mínima na moldagem da prática clínica, simulando a pior situação possível para perfuração das películas. As películas foram testadas em um bloco com um ou cinco pilares de implante posicionados, espaçados 2 mm entre si, com uma angulação de 15 graus. Para apenas um pilar, os resultados mostraram que a película de poliamida de 15 μ m já foi perfurada quando uma força de 7,5 N foi aplicada. Já a película com o dobro da espessura, precisou de uma força de 13,1 N para ser perfurada. O grupo de polietileno com 30 μ m apresentou os piores resultados, necessitando de uma força de 14,9 N. A análise estatística,

entretanto, não apresentou diferenças significativas entre os grupos ($p>0,05$). Já para os blocos com cinco pilares, a força de perfuração aumentou em todos os grupos, sendo a menor força (37,3 N) foi observada novamente para o grupo polietileno com 15 m. Os autores ainda relataram que nenhuma das películas rasgou durante o experimento. Os diferentes sistemas de implante não apresentaram nenhuma diferença significativa na força aplicada para todos os grupos. Os autores concluíram que a película de polietileno com 15 m de espessura foi o material de eleição, por ser mais fácil de perfurar (menor força) e ser passível de ser utilizada em diferentes sistemas de implante.

Clinicamente, a técnica mostrou-se eficaz e a nova moldeira têm sido comercializada amplamente em diversos países da Europa, Ásia e América do Norte. Entretanto, não há estudos sobre a análise da precisão desta nova moldeira em relação às moldeiras abertas individualizadas convencionais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a precisão da moldagem de transferência de implantes dentais pela técnica de moldeira aberta, utilizando-se uma nova moldeira pré-fabricada.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Grupos

Para a análise da precisão de moldagem de próteses sobre implante, dois grupos distintos são descritos, sendo utilizada dois tipos de moldeira: moldeira convencional individualizada aberta (Grupo Controle) e a nova moldeira (Grupo Teste), sendo n=10 (moldagens) para cada grupo.

4.2 Modelo de referência

Por meio de um modelo de gesso da mandíbula de um paciente edentado total inferior, foi confeccionado um modelo inicial (Figura 4.1 A) em resina acrílica transparente termopolimerizável e quimicamente ativada (JET Clássico[®], Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo – SP, Brasil).

No rebordo deste modelo foram realizadas quatro perfurações e instalados os implantes dentais auto-rosqueantes (Master Porous[®], Ø 4,0 x 10 mm, hexágono externo, código 518410, Conexão Sistema de Próteses, Arujá – SP, Brasil) na região dos elementos 44, 42, 32 e 34, denominados implantes 1, 2, 3 e 4, respectivamente (Figura 4.1 B). Os implantes foram fixados nos nichos preparados com cera utilidade fundida (Epoxiglass[®], Diadema – SP, Brasil) de forma que a plataforma ficasse 2 mm acima do rebordo, simulando o que seria uma situação clínica supra-óssea (Figura 4.1 C).

O modelo foi enviado para laboratório de prótese (Laboratório Júlio Ltda., São Paulo – SP, Brasil) juntamente com os componentes do sistema de implante para confecção da barra sobre os quatro implantes (Figura 4.1 D). Para a confecção da barra foi realizado ceroplastia a fim de minimizar alterações dimensionais e então realizada a fundição com liga de Cr-Co (Remanium® 2000 – Dentaaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha). Ligas de cromo-cobalto são comumente usadas para implantes por causa da sua alta resistência mecânica, alta resistência a corrosão, comportamento não-magnético e biocompatibilidade.

Figura 4.1 – Modelo de referência em resina acrílica transparente (A); com os implantes instalados nos nichos (B); após fixação com cera (C) e com a barra instalada (D)

Os implantes fixados em cera foram removidos dos nichos e parafusados diretamente na barra confeccionada. O conjunto barra/implantes foi reposicionado nos nichos originais e em seguida fixados de forma definitiva ao modelo com resina acrílica tipo duralay (Duralay® – Reliance Dental Mfg Co, Illinois – EUA, Importadora Polidental – Brasil), eliminando qualquer possível distorção causada durante o processo de fundição, atingindo assentamento passivo da barra sobre os implantes.

Este novo modelo foi denominado como sendo o modelo de referência, a partir do qual todas as moldagens deste estudo foram realizadas. A adaptação da barra metálica sobre este modelo fornecerá os parâmetros para avaliação da fidelidade dos modelos duplicados.

4.3 Moldagem

A partir do modelo inicial, foi confeccionado uma moldeira individual em resina acrílica (JET Clássico®, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo – SP, Brasil) com 2 mm de espessura para garantir rigidez e estrutura. Nessa moldeira (Figura 4.2) foram realizadas perfurações na direção dos implantes para acesso ao parafuso dos transferentes (parafuso quadrado, código 121024, Conexão Sistema de Próteses, Arujá – SP, Brasil) e afrouxamento destes.

Figura 4.2 – Moldeira aberta individualizada

Para o grupo teste foi utilizado um novo tipo de moldeira (Miratray Implant[®], Hager & Werken, Duisburg, Alemanha), que possui uma película de plástico de poliamida na superfície oclusal, com 15 μ m de espessura, passível de ser perfurada pelos parafusos dos transferentes de moldagem durante o seu posicionamento.

Todas as moldagens foram realizadas com silicona de adição (Kit Express Standard[®], 3M ESPE) manipulada de acordo com instruções do fabricante, por um mesmo operador previamente calibrado, obtendo-se dez moldagens para cada grupo. Aplicou-se adesivo (Universal Tray Adhesive, Zhermack, Labordental) para silicona nas moldeiras de ambos os grupos.

Utilizou-se para todas as moldagens os componentes de transferência de implantes para técnica de moldeira aberta (transferente quadrado, $\varnothing$ 4,5, código 025020, Conexão Sistema de Próteses, Arujá – SP, Brasil).

No grupo teste, foi utilizada uma moldeira para cada moldagem, uma vez que estas moldeiras são de uso único devido à perfuração de sua

película. No grupo controle, todas as dez moldagens foram realizadas com uma única moldeira individual.

Após obtenção do molde e posicionamento dos análogos dos implantes (código 013020, Conexão Sistema de Próteses, Arujá – SP, Brasil) , foram confeccionados os modelos em gesso especial tipo IV (Durone[®], Dentsply, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) na proporção 100 g de pó e 20 ml de água. Ao adicionar o gesso à água, aguardou-se 20 segundos para a saturação das partículas de gipsita com a água, conforme preconizado pelo fabricante, e posterior espatulação manual sob constante vibração por 45 segundos. A dosagem do gesso foi feita com o uso de uma balança digital de precisão (Tanita Corporation, Japão), e a dosagem da água com uma proveta volumétrica de 30 ml (Biomatic[®], Porto Alegre – RS, Brasil).

4.4 Análise da adaptação

A análise da adaptação da barra metálica fundida sobre os implantes foi realizada no Laboratório de Patologia Oral, da Faculdade de Odontologia da USP.

Sobre os modelos obtidos para ambos os grupos foi encaixada a barra metálica para análise da precisão de adaptação do sistema barra/implantes (Figura 4.3 A).

A barra foi parafusada sobre os implantes com torque de 30 N (força recomendado pelo fabricante), somente na região do implante 1, e medida a fenda gerada na face vestibular dos implantes 3 e 4.

Sobre uma platina de delineador (BioArt, São Carlos – SP, Brasil), uma base em silicone de condensação (Zeta Plus[®], Zhermack, Itália) foi preparada (Figura 4.3 B) a fim de fixar e posicionar de forma padronizada o

conjunto modelo de gesso/barra para a captura das imagens (Figura 4.3 C e D) por meio do microscópio óptico (Jena 07740, Carl Zeiss, Alemanha) com aumento de 16 vezes. As imagens foram capturadas por uma câmera de vídeo e analisadas por um único operador por meio do *software* ImageLab 2000 (São Paulo, Brasil).

Figura 4.3 – Barra fundida encaixada sobre modelo em gesso (A), base em silicone de condensação preparada na platina do delineador (B), modelo posicionado na platina do delineador em uma visão geral (C) e com maior aumento (D)

Para cada imagem obtida da face vestibular da fenda entre a barra e os implantes 3 e 4, foram realizadas 3 medidas (A=distal, B1=central e C=mesial) por um observador calibrado. As medições foram repetidas após uma semana pelo mesmo observador, no ponto mais central (B2), conforme apresentado na Figura 4.4.

Figura 4.4 – Micrografias dos grupos controle (A) e teste (B) apresentando a medida do desajuste no ponto B2. Aumento de 16x.

4.5 Análise estatística

Inicialmente foram calculadas as estatísticas descritivas, ou seja, média, desvio padrão, valor mínimo, máximo e mediana dos dados coletados de cada uma das medidas tomadas em cada grupo. Depois, as quatro medidas foram reunidas e resumidas através da média aritmética, e novamente calculadas as estatísticas resumo de cada grupo. Com esses dados, um gráfico de boxplot¹ foi construído para se ter uma idéia visual da distribuição dos dados.

Antes da comparação entre os grupos, os dados foram testados quanto à sua distribuição, através do teste de Kolmogorov-Smirnov. Esse teste mede se é possível estabelecer a distribuição normal, e então aplicar testes paramétricos (como ANOVA). Como houve rejeição da suposição de normalidade, foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon para comparação das amostras em um mesmo grupo.

¹veja no apêndice A, um exemplo com a interpretação de um gráfico de boxplot.

As comparações de dois grupos entre si foram realizadas pelo teste de Mann-Whitney, com a utilização do nível de significância de 5%. Todas as análises foram realizadas com a utilização do *software* estatístico SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*, IBM, EUA).

5 RESULTADOS

Os valores absolutos das medidas obtidas da fenda de ambos os grupos, assim como do modelo de referência, para cada ponto (A = distal, B1 = central primeira medida, B2 = central segunda medida, e C = mesial), estão apresentados no Apêndice B.

Uma vez que foram realizadas três medidas por implante (A, B1 e C) na primeira repetição, foi realizada a média aritmética dos três pontos. A tabela 5.1 e o gráfico 5.1 mostram a estatística descritiva dessas medidas, para os grupos controle e teste, no implante nº 3; a tabela 5.2 e o gráfico 5.2 mostram a estatística descritiva para o implante nº 4.

As tabelas 5.3, 5.4 e seus respectivos gráficos (5.3 e 5.4), mostram a estatística descritiva para os implantes nº 3 e nº 4, respectivamente, para a segunda medida (tempo 2), referente ao ponto B2 (central).

A tabela 5.5 e gráfico 5.5 apresentam uma visão geral de todos os grupos, para cada implante e cada tempo separadamente, incluindo a análise dos valores máximos, para a amplitude, aplicando o teste não-paramétrico de Mann-Whitney.

Tabela 5.1 – Nível descritivo do teste de Mann-Whitney (p-valor) da primeira repetição (média) do implante nº 3 para os grupos controle e teste

Estatística Descritiva - Implante 3 - Média			
Grupos		Estatística	Erro Padrão
Controle	Média	0,110	0,044
	Intervalo de confiança de 95% da média	0,010	
	limite inferior	0,209	
	limite superior	0,094	
	Média aparada a 5%	0,055	
	Mediana	0,019	
	Variância	0,139	
	Desvio padrão (dp)	0,017	
	Mínimo	0,477	
	Máximo	0,460	
	Amplitude	0,108	
	Distância inter-quartil	2,426	0,687
	Assimetria	6,268	1,334
	Curtose		
Teste	Média	0,152	0,017
	Intervalo de confiança de 95% da média	0,112	
	limite inferior	0,192	
	limite superior	0,155	
	Média aparada a 5%	0,180	
	Mediana	0,003	
	Variância	0,056	
	Desvio padrão (dp)	0,053	
	Mínimo	0,200	
	Máximo	0,147	
	Amplitude	0,102	
	Distância inter-quartil	-1,054	0,687
	Assimetria	-0,670	1,334
	Curtose

Gráfico 5.1 – Gráfico de boxplot: comparação entre os grupos controle e teste para a média da primeira repetição do implante nº 3

Tabela 5.2 – Nível descritivo do teste de Mann-Whitney (p-valor) da média da primeira repetição do implante nº 4 para os grupos controle e teste

Estatística Descritiva - Implante 4 - Média				
Grupos			Estatística	Erro Padrão
Controle	Média		0,098	0,045
	Intervalo de confiança	limite inferior	-0,004	
	de 95% da média	limite superior	0,200	
	Média aparada a 5%		0,082	
	Mediana		0,043	
	Variância		0,021	
	Desvio padrão (dp)		0,143	
	Mínimo		0	
	Máximo		0,470	
	Amplitude		0,470	
	Distância inter-quartil		0,070	
	Assimetria		2,390	
	Curtose		5,722	
Teste	Média		0,151	0,022
	Intervalo de confiança	limite inferior	0,101	
	de 95% da média	limite superior	0,202	
	Média aparada a 5%		0,155	
	Mediana		0,190	
	Variância		0,005	
	Desvio padrão (dp)		0,070	
	Mínimo		0,030	
	Máximo		0,200	
	Amplitude		0,170	
	Distância inter-quartil		0,120	
	Assimetria		-1,253	
	Curtose		-0,217

Gráfico 5.2 – Gráfico de boxplot: comparação entre os grupos controle e teste para a média da primeira repetição do implante nº 4

Tabela 5.3 – Nível descritivo do teste de Mann-Whitney (p-valor) da segunda repetição (Tempo 2) do implante nº 3 para os grupos controle e teste

Estatística Descritiva - Implante 3 - Tempo 2				
Grupos			Estatística	Erro Padrão
Controle	Média		0,076	0,023
	Intervalo de confiança	limite inferior	0,022	
	de 95% da média	limite superior	0,129	
	Média aparada a 5%		0,068	
	Mediana		0,055	
	Variância		0,006	
	Desvio padrão (dp)		0,074	
	Mínimo		0,010	
	Máximo		0,270	
	Amplitude		0,260	
	Distância inter-quartil		0,070	
	Assimetria		2,289	0,687
	Curtose		5,966	1,334
Teste	Média		0,147	0,044
	Intervalo de confiança	limite inferior	0,047	
	de 95% da média	limite superior	0,246	
	Média aparada a 5%		0,133	
	Mediana		0,095	
	Variância		0,019	
	Desvio padrão (dp)		0,139	
	Mínimo		0,040	
	Máximo		0,500	
	Amplitude		0,460	
	Distância inter-quartil		0,140	
	Assimetria		2,091	0,687
	Curtose		4,943	1,334

Gráfico 5.3 – Gráfico de boxplot: comparação entre os grupos controle e teste para a segunda repetição (ponto B2) do implante nº 3

Tabela 5.4 – Nível descritivo do teste de Mann-Whitney (p-valor) da segunda repetição (Tempo 2) do implante nº 4 para os grupos controle e teste

Estatística Descritiva - Implante 4 - Tempo 2				
Grupos			Estatística	Erro Padrão
Controle	Média		0,106	0,046
	Intervalo de confiança	limite inferior	0,001	
	de 95% da média	limite superior	0,210	
	Média aparada a 5%		0,090	
	Mediana		0,060	
	Variância		0,022	
	Desvio padrão (dp)		0,146	
	Mínimo		0,010	
	Máximo		0,480	
	Amplitude		0,470	
	Distância inter-quartil		0,090	
	Assimetria		2,288	
	Curtose		5,142	
Teste	Média		0,106	0,027
	Intervalo de confiança	limite inferior	0,044	
	de 95% da média	limite superior	0,167	
	Média aparada a 5%		0,105	
	Mediana		0,085	
	Variância		0,007	
	Desvio padrão (dp)		0,085	
	Mínimo		0,010	
	Máximo		0,210	
	Amplitude		0,200	
	Distância inter-quartil		0,170	
	Assimetria		0,196	
	Curtose		-2,163

Gráfico 5.4 – Gráfico de boxplot: comparação entre os grupos controle e teste para a segunda repetição (ponto B2) do implante nº 4

Tabela 5.5 – Resultados do teste de Mann-Whitney para a amplitude de cada implante

Análise Descritiva - Teste de Mann-Whitney				
	Grupos	N	Média	Soma
Implante 3 Média	Controle	10	7,85	78,5
	Teste	10	13,15	131,5
	Total	20		
Implante 4 Média	Controle	10	8,5	85
	Teste	10	12,5	125
	Total	20		
Implante 3 Tempo 2	Controle	10	8,35	83,5
	Teste	10	12,65	126,5
	Total	20		
Implante 4 Tempo 2	Controle	10	10,15	101,5
	Teste	10	10,85	108,5
	Total	20		
Implante 3 Máximo	Controle	10	7,9	79
	Teste	10	13,1	131
	Total	20		
Implante 4 Máximo	Controle	10	8,55	85,5
	Teste	10	12,45	124,5
	Total	20

Gráfico 5.5 – Gráfico de boxplot: comparação do valor máximo de ambos os grupos para o implante nº 3 (A) e nº 4 (B)

Para a análise de pares, foi aplicado o teste de Wilcoxon, apresentado na tabela 5.6 para o grupo controle e tabela 5.7 para o grupo teste, e seus respectivos gráficos (5.6 a 5.13).

Tabela 5.6 – Resultado do teste de Wilcoxon entre os implantes para o grupo controle

Amplitude - Teste de Wilcoxon - Grupo Controle				
		N	Média	Soma
I3 Média x I3 t2 (Gráfico 5.6)	Amplitude -	4 ^a	4,75	19
	Amplitude +	5 ^b	5,2	26
	Empates	1 ^c		
	Total	10		
I4 Média x I4 t2 (Gráfico 5.7)	Amplitude -	7 ^d	5,64	39,5
	Amplitude +	2 ^e	2,75	5,5
	Empates	1 ^f		
	Total	10		
I3 Média x I4 Média (Gráfico 5.8)	Amplitude -	4 ^g	6,63	26,5
	Amplitude +	5 ^h	3,7	18,5
	Empates	1 ⁱ		
	Total	10		
I3 Max x I4 Max (Gráfico 5.9)	Amplitude -	5 ^j	3,9	19,5
	Amplitude +	4 ^k	6,38	25,5
	Empates	1 ^l		
	Total	10		

- a. I3 Média < I3 t2
- b. I3 Média > I3 t2
- c. I3 Média = I3 t2
- d. I4 Média < I4 t2
- e. I4 Média > I4 t2
- f. I4 Média = I4 t2
- g. I4 Média < I3 Média
- h. I4 Média > I3 Média
- i. I4 Média = I3 Média
- j. I3 Max < I4 Max
- k. I3 Max > I4 Max
- l. I3 Max = I4 Max

Gráfico 5.6 – Comparação entre a média da primeira e da segunda repetição (B2) do implante nº 3 para o grupo controle

Gráfico 5.7 – Comparação entre a média da primeira e da segunda repetição (B2) do implante nº 4 para o grupo controle

Gráfico 5.8 – Comparação entre a média do implante nº 3 e nº 4, para o grupo controle

Gráfico 5.9 – Comparação entre a média máxima do implante nº 3 e nº 4, para o grupo controle

Tabela 5.7 – Resultado do teste de Wilcoxon entre os implantes para o grupo teste

Amplitude - Teste de Wilcoxon - Grupo Teste				
		N	Média	Soma
I3 Média x I3 t2 (Gráfico 5.10)	Amplitude -	5 ^a	4,6	23
	Amplitude +	4 ^b	5,5	22
	Empates	1 ^c		
	Total	10		
I4 Média x I4 t2 (Gráfico 5.11)	Amplitude -	4 ^d	4,5	18
	Amplitude +	6 ^e	6,17	37
	Empates	0 ^f		
	Total	10		
I3 Média x I4 Média (Gráfico 5.12)	Amplitude -	4 ^g	6	24
	Amplitude +	5 ^h	4,2	21
	Empates	1 ⁱ		
	Total	10		
I3 Máx. x I4 Máx. (Gráfico 5.13)	Amplitude -	3 ^j	4	12
	Amplitude +	4 ^k	4	16
	Empates	3 ^l		
	Total	10		

m. I3 Média < I3 t2

n. I3 Média > I3 t2

o. I3 Média = I3 t2

p. I4 Média < I4 t2

q. I4 Média > I4 t2

r. I4 Média = I4 t2

s. I4 Média < I3 Média

t. I4 Média > I3 Média

u. I4 Média = I3 Média

v. I3 Max < I4 Max

w. I3 Max > I4 Max

x. I3 Max = I4 Max

Gráfico 5.10 – Comparação entre a média da primeira e da segunda repetição (B2) do implante nº 3 para o grupo teste

Gráfico 5.11 – Comparação entre a média da primeira e da segunda repetição (B2) do implante nº 4 para o grupo teste

Gráfico 5.12 – Comparação entre a média do implante nº 3 e nº 4, para o grupo teste

Gráfico 5.13 – Comparação entre a média máxima do implante nº 3 e nº 4, para o grupo teste

O resumo do resultado estatístico de Mann-Whitney discriminado para cada implante está apresentado na tabela 5.8; sendo t1 referente à primeira repetição, t2 à segunda repetição e Max o valor máximo. Na tabela 5.9 está apresentado os valores de Z e p para o teste estatístico de Wilcoxon na comparação dos pares, para o grupo controle e teste.

Tabela 5.8 – Resultado do teste de Mann-Whitney

Variáveis	Mann-Whitney U	Z	Valor p (bicaudal)
I3 t2	28,50	-1,630	0,10
I4 t2	46,50	-0,267	0,79
I3 t1	24,00	-1,971	0,49*
I4 t1	30,50	-1,510	0,13
I4 Max	30,50	-1,484	0,13
I3 Max	24,00	-1,971	0,49*

Valor Z crítico = |1,96|

α = 5%

* = $p < 0,05$.

Tabela 5.9 – Resultado do teste de Wilcoxon

Grupos	Comparações	Valor Z	Valor p (bicaudal)
Controle	I3 t1 x I3 t2	-0,419	0,67
	I4 t1 x I4 t2	-2,025	0,04*
	I4 t1 x I3 t1	-0,474	0,63
	I3 Max x I4 Max	-0,357	0,72
Teste	I3 t1 x I3 t2	-0,059	0,95
	I4 t1 x I4 t2	-0,97	0,33
	I4 t1 x I3 t1	-0,178	0,86
	I3 Max x I4 Max	-0,343	0,73

Valor Z crítico = |1,96|

α = 5%

* = $p < 0,05$

Para a primeira repetição (pontos A, B1 e C) do implante nº 3 para o grupo controle obteve-se uma média de 0,11 mm, ou seja, 110 ± 44 μ m, e 152 ± 17 μ m para o grupo teste. Para a repetição realizada após uma semana, no ponto B2 (central), obteve-se a média de 76 ± 23 μ m para o grupo controle e 147 ± 44 μ m para o grupo teste.

Ao comparar a média da primeira repetição do implante nº 3 do grupo controle e teste, houve diferença estatística significativa ($p = 0,04$). Já na segunda repetição, não houve diferença estatística entre os grupos ($p = 0,10$).

Na comparação do mesmo grupo, ainda para o implante nº 3, não foi observada diferença estatística quando comparada a primeira repetição com a segunda para ambos os grupos, sendo $p = 0,67$ para o grupo controle e $p = 0,95$ para o grupo teste.

Para a primeira repetição do implante nº 4 obteve-se a média de 98 ± 45 m para o grupo controle e 151 ± 22 m para o grupo teste. Para a segunda repetição, obteve-se 106 ± 46 m para o grupo controle e 106 ± 27 m para o grupo teste.

A análise estatística não demonstrou diferença significativa ao comparar os grupos teste e controle para o implante nº 4 na primeira ($p = 0,13$) e nem na segunda repetição ($p = 0,79$).

Para o mesmo grupo, ao comparar-se a primeira repetição com a segunda, para o implante nº 4, observou-se diferença estatística ($p = 0,04$) para o grupo controle. Entretanto, não houve diferença estatística significativa para o grupo teste ($p = 0,33$).

Em relação aos valores máximos do implante nº 3, obteve-se a média de 116 ± 45 m para o grupo controle, e 158 ± 17 m para o grupo teste. Já para o implante nº 4, obteve-se a média de 106 ± 46 m para o grupo controle e 156 ± 22 m para o grupo teste.

Comparando-se o valor máximo do implante nº 3 para ambos os grupos, observou-se discreta diferença estatística ($p = 0,049$). Para o implante nº 4, não houve diferença estatística significativa ($p = 0,13$).

Ao comparar-se os valores máximos entre os implantes nº 3 e 4 para o grupo controle, não foi observada diferença estatística ($p = 0,72$). Também não foi observada tal diferença ao comparar-se os implantes nº 3 e 4 para o grupo teste ($p = 0,73$).

A análise acima descrita está resumida na tabela 5.10, com os valores das médias e respectivos desvio-padrão expressos em μm ; sendo t1 a primeira repetição (pontos A, B1 e C), t2 a segunda repetição (ponto B2), I3 o implante nº 3 e I4 o implante nº 4.

Tabela 5.10 – Valores das médias e d.p. dos implantes nº 3 e 4 para ambos os grupos

Resumo das médias e desvio-padrão (μm)						
Grupos	I3 t1	I3 t2	I4 t1	I4 t2	I3 Max	I4 Max
Controle	110 $\pm$ 44	76 $\pm$ 23	98 $\pm$ 45	106 $\pm$ 46	116 $\pm$ 45	106 $\pm$ 46
Teste	152 $\pm$ 17	147 $\pm$ 44	151 $\pm$ 22	106 $\pm$ 27	158 $\pm$ 17	156 $\pm$ 22

6 DISCUSSÃO

A moldagem dos implantes é uma etapa de fundamental importância em um tratamento reabilitador, uma vez que os modelos obtidos devem representar precisamente o relacionamento intrabucal dos implantes. Dessa forma, é possível a obtenção de próteses com ajuste passivo, sem a ocorrência de tensões nos componentes do implante, na interface osso-implante e no tecido ósseo circunvizinho (Silva et al., 2008; Al Quran et al., 2012).

Idealmente, uma técnica de moldagem deveria ser realizada no menor tempo possível, ser de fácil execução, baixo custo, confortável para o paciente e permitir a obtenção de modelos precisos (Silva et al., 2008).

A moldeira pré-fabricada Miratray Implant® surge como uma nova opção para moldagem de implantes dentários, de forma mais simples e rápida em relação à moldeira aberta convencional, que demanda maior tempo na sua elaboração e nem sempre tem uma abertura ideal para acesso aos parafusos dos implantes. Se a abertura for muito estreita, há dificuldade durante a moldagem no posicionamento da moldeira; e se, por outro lado, a abertura for muito larga, há extravasamento excessivo do material de moldagem e a moldeira fica mais fragilizada (Lee et al., 2008b). Entretanto, até o presente momento, nenhum estudo foi realizado para analisar a precisão dos modelos obtidos com essa moldeira em relação à moldeira aberta convencional. Assim, foi a proposta deste trabalho analisar a precisão da moldagem de transferência utilizando essa nova moldeira, pela técnica de moldeira aberta, e compará-la com o método tradicionalmente utilizado.

Entre as diversas metodologias disponíveis para medição da fenda gerada entre o implante e a barra, optou-se neste estudo pelo método dimensional de análise por meio do microscópio óptico, por estar facilmente

disponível em nosso laboratório, possui baixo custo e é um método fácil e rápido de ser utilizado e interpretado. A literatura sugere que a desvantagem do método seria a necessidade de padronização e, conseqüentemente, ter uma precisão variável (Abduo et al., 2010), entretanto foram tomadas todas as medidas e cuidados na metodologia do presente estudo para a padronização e fidelidade das medidas obtidas.

Apesar deste estudo ter sido realizado *in vitro*, não foi encontrada dificuldade em utilizar a nova moldeira, cuja película plástica foi facilmente perfurada, permitindo uma moldagem mais “limpa”, ao evitar excesso de extravasamento do material de moldagem. Tal observação está de acordo com o estudo de (Haselhuhn et al., 2010) que verificou qual seria a espessura da película ideal para perfuração dos implantes

Uma desvantagem da nova moldeira é que, por não ser individualizada e rígida como a moldeira em acrílico convencional, mas com uma certa flexibilidade, ela é passível de distorções no ato da moldagem caso não tenha um tamanho grande o suficiente, podendo esbarrar em estruturas anatômicas (um dente mal posicionado, por exemplo) causando deformação do molde. As distorções podem ocorrer também quando da remoção do molde. Assim, recomenda-se bastante critério na escolha do tamanho da moldeira de modo a evitar distorções na moldagem. Tal observação está de acordo com diversos estudos da literatura (Carrotte et al., 1998; Burns et al., 2003; Ceyhan et al., 2003; Damodara et al., 2010) que afirmam que moldeiras rígidas, sejam elas de metal ou plástico, são mais precisas que moldeiras de plástico flexíveis.

A flexibilidade da nova moldeira pode ser uma das causas de ter-se obtido diferença estatística, apesar de discreta ($p = 0,04$), tanto para a primeira repetição (controle 110 ± 44 < teste 152 ± 17 m) quanto para os valores máximo do implante nº 3 (controle 116 ± 45 < teste 158 ± 17 m) ao comparar-se o grupo controle com o teste, sendo que as medidas sempre foram maiores para o grupo teste.

Como na segunda repetição foi anotado apenas um ponto (B2, central), enquanto na primeira repetição anotou-se as medidas de três pontos (mesial, central e distal), era de se esperar uma possível diferença estatística quando ambos os tempos fossem comparados. Tal diferença foi encontrada, entretanto, apenas para o implante nº 4 do grupo controle, e de forma discreta ($p = 0,04$). Talvez, caso houvesse sido obtida a anotação também dos três pontos na segunda repetição, não haveria diferença estatística significativa.

A literatura afirma que discrepâncias de até 150 μm podem ser consideradas como possibilidade de passividade das próteses sobre implantes (Jemt, 1991). De acordo com os resultados obtidos neste estudo, apenas o grupo controle teria obtido um assentamento passivo, com valores médios de 110 ± 44 μm na primeira repetição e 76 ± 23 μm na segunda repetição para o implante nº 3; 98 ± 45 μm na primeira repetição e 106 ± 46 μm na segunda repetição para o implante nº 4; tendo valor máximo de 116 ± 45 μm para o implante 3 e 106 ± 46 μm para o implante 4. Todas as medidas foram abaixo dos 150 μm proposto pela literatura, ou muito próximas deste valor, porém ainda assim aceitáveis clinicamente. Já as medidas do grupo teste foram, em média, maiores que 150 μm (tabela 5.10). Caso houvesse sido realizada a união dos transferentes, muito provavelmente melhores resultados teriam sido obtidos, conforme relatado por diversos autores (Assif et al., 1992; Chee; Jivraj, 2006; Cabral; Guedes, 2007; Conrad et al., 2007; Del'Acqua et al., 2008; Filho et al., 2009; Del'Acqua et al., 2010; Yamamoto et al., 2010; Faria et al., 2011).

É importante que o clínico, antes de escolher o tipo ou material da moldeira, tenha em mente as vantagens e desvantagens de cada tipo e saiba a correta indicação, de acordo com a técnica de moldagem que será utilizada e as condições clínicas apresentadas por cada paciente a fim de que o modelo de trabalho obtido seja o mais fidedigno possível, dentro das limitações inerentes a cada tipo de moldeira.

Considerando a padronização da técnica e materiais de moldagem

empregados neste trabalho, em geral, foram obtidos valores semelhantes para o grupo controle e teste, com discreta diferença estatística apenas para o implante nº 3. Talvez um posterior estudo, com maior tamanho da amostra, permita inferir com maior precisão as reais diferenças entre ambos tipos de moldeira

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- O grupo controle apresentou maior precisão para o implante nº 3, em relação à média da primeira repetição e à média do valor máximo;
- Não houve diferença estatística significativa entre o grupo controle e teste para o implante nº 4;
- Considerando os valores próximos entre o grupo controle e teste, a nova moldeira promove uma precisão do sistema barra/implante muito próxima à moldeira aberta convencional.

REFERÊNCIAS²

Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):658-63.

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.* 2010;25(3):506-15.

Akca K, Cehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(4):517-23.

Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int.* 2012;43(2):119-25.

Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12(2):112-21.

Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004;13(4):358-66.

Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont.* 1993;2(2):75-82.

Bhakta S, Vere J, Calder I, Patel R. Impressions in implant dentistry. *Br Dent J.* 2011;211(8):361-7.

Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W, Jr. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent.* 1985;54(2):170-2.

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

² De acordo com Estilo Vancouver.

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

Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):68-75.

Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):250-5.

Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent.* 2007;16(2):187-94.

Campi-Junior L, Nagem-Filho H, Fares NH, Missaka R, Fiuza CT, D'Azevedo MTFS. Passividade da prótese sobre implante. *Innov Implant J.* 2010;5(3):53-9.

Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):448-55.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* 1996;76(5):500-9.

Carrotte PV, Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *Br Dent J.* 1998;185(11-12):580-5.

Cecchinato D, Olsson C, Lindhe J. Submerged or non-submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. *J Clin Periodontol.* 2004;31(4):299-308.

Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):143-9.

Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J.* 2006;201(7):429-32.

Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):349-56.

Damodara EK, Litaker MS, Rahemtulla F, McCracken MS. A randomized clinical trial to compare diagnostic casts made using plastic and metal trays. *J Prosthet Dent*. 2010;104(6):364-71.

Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2004;12(1):9-14.

De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):329-36.

Del'Acqua MA, Chavez AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(6):1153-8.

Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-36.

Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1979;42(2):159-62.

Faria JC, Silva-Concilio LR, Neves AC, Miranda ME, Teixeira ML. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Braz Oral Res*. 2011;25(2):163-7.

Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009;18(2):172-6.

Gomes EA, Assunção WG, Costa PS, Delben JA, Barão VAR. Moldagem de transferência de próteses sobre implante ao alcance do clínico-geral. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*. 2006;6(3):281-8.

Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. *Rev Bras Implantodont Protese Implant*. 2005;12(47/48):228-35.

Haselhuhn K, Lemmer D, Wolfart S. Entwicklung eines neuen Implantatabformlöffels mit einer Folientechnik. *Implantologie*. 2010;18(4):441-9.

Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000;83(5):555-61.

Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):331-6.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark 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):270-6.

Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):40-4.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996;75(3):314-25.

Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(4):128-33.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):169-78.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):30-7.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002;11(1):30-40.

Kwon JH, Son YH, Han CH, Kim S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*. 2011;105(6):367-73.

Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2008a;99(2):107-13.

Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008b;100(4):285-91.

Lee HJ, Lim YJ, Kim CW, Choi JH, Kim MJ. Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(1):25-31.

Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):177-85.

Marcinak CF, Young FA, Draughn RA, Flemming WR. Linear dimensional changes in elastic impression materials. *J Dent Res*. 1980;59(7):1152-5.

Medeiros D. Moldeiras (Monografia de Especialização). Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; Faculdade de Odontologia; 1999.

Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil*. 1998;25(8):645-8.

Mitchell ST, Ramp MH, Ramp LC, Liu PR. A preliminary survey of impression trays used in the fabrication of fixed indirect restorations. *J Prosthodont*. 2009;18(7):582-8.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):192-8.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater*. 2006;22(4):388-95.

Papaspnyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Jun 2. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02219.x.

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001;10(2):85-92.

Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent*. 2005;94(2):112-7.

Shafa S, Zaree Z, Mosharraf R. The effects of custom tray material on the accuracy of master casts. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(6):49-56.

Shetty MS, Shenoy KK. Techniques for evaluating the fit of removable and fixed prosthesis. *ISRN Dent*. 2011 doi: 10.5402/2011/348372.

Silva MM, Mima EGO, Del'Acqua MA, Segalla JCM, Silva RHBT, Pinelli LAP. Técnicas de moldagem em prótese sobre implantes. *Rev Odontol UNESP*. 2008;37(4):301-8.

Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12 Suppl 1:e63-76.

Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model-a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2011a Oct 19. doi: 10.1007/s00784-011-0622-z.

Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2011b Jun 4. doi: 10.1007/s00784-011-0564-5.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998;43(2):192-203.

Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R, Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):247-57.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.

Thompson GA, Vermilyea SG, Agar JR. Effect of disinfection of custom tray materials on adhesive properties of several impression material systems. *J Prosthet Dent*. 1994;72(6):651-6.

Thongthammachai S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*. 2002;11(2):98-108.

Todescan R, Silva EB, Silva OJ. Moldagem em prótese parcial removível. São Paulo: Santos. 1998; 345p.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003;89(2):186-92.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):209-18.

Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(1):39-47.

Winstanley RB, Carrotte PV, Johnson A. The quality of impressions for crowns and bridges received at commercial dental laboratories. *Br Dent J*. 1997;183(6):209-13.

Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(6):1115-24.

APÊNDICE A – Interpretação do gráfico de Boxplot

Boxplot: é uma técnica que mostra graficamente algumas medidas resumo de um conjunto de dados, tais como: média, mediana, valor mínimo, valor máximo, bem como eventuais valores extremos chamados de *outliers*, e representados por um asterisco (*).

A média é indicada por um ponto preto; a mediana (2º quartil) é representada por uma linha horizontal que fica dentro da caixa retangular; os valores dentro da caixa, entre o 1º e o 3º quartil, representam 50% dos dados; os valores mínimo e máximo, na ausência de *outliers*, são aqueles que correspondem ao extremo inferior e superior respectivamente, das linhas verticais que saem das caixas.

Na estatística descritiva, um “quartil” é qualquer um dos três valores que divide um conjunto ordenado de dados em quatro partes iguais, e dessa forma, cada parte representa 1/4 (25%) da amostra ou população. Portanto, 1º quartil, é o valor que representa 25% da amostra ordenada, 2º quartil (mediana) é o valor que representa 50% dos dados; 3º quartil é o valor que representa 75% dos dados.

Exemplo de um gráfico de boxplot:

APÊNDICE B – Tabelas com os valores originais (mm) obtidos para o modelo de referência, grupo controle e grupo teste

Referência ³	3A	3B1	3C	4A	4B1	4C	3B2	4B2
	0,01	0	0	0,01	0,01	0,02	0	0,1

Controle	3A	3B1	3C	4A	4B1	4C	3B2	4B2
C1	0,05	0,05	0,04	0,07	0,06	0,06	0,04	0,07
C2	0,2	0,19	0,19	0,21	0,22	0,22	0,27	0,24
C3	0,08	0,09	0,09	0,06	0,06	0,05	0,09	0,06
C4	0,05	0,05	0,04	0,06	0,06	0,03	0,06	0,06
C5	0,12	0,12	0,11	0,03	0,02	0,02	0,11	0,02
C6	0,02	0,01	0,02	0,05	0,03	0,03	0,01	0,03
C7	0,03	0,03	0,01	0,03	0,04	0,02	0,03	0,06
C8	0,07	0,06	0,06	0,01	0	0	0,05	0,01
C9	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03
C10	0,46	0,47	0,5	0,45	0,47	0,49	0,07	0,48

Teste	3A	3B1	3C	4A	4B1	4C	3B2	4B2
T1	0,16	0,16	0,17	0,2	0,2	0,2	0,16	0,2
T2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,11	0,19
T3	0,18	0,19	0,17	0,19	0,19	0,18	0,08	0,06
T4	0,18	0,18	0,18	0,19	0,2	0,21	0,19	0,21
T5	0,19	0,2	0,19	0,18	0,18	0,19	0,04	0,01
T6	0,19	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,5	0,11
T7	0,08	0,07	0,06	0,04	0,03	0,03	0,07	0,03
T8	0,18	0,21	0,21	0,19	0,19	0,2	0,22	0,2
T9	0,06	0,06	0,04	0,02	0,03	0,03	0,06	0,03
T10	0,19	0,19	0,19	0,19	0,19	0,2	0,04	0,02

³ Os números 3 e 4 representam a posição dos implantes, e as letras o local das medidas, sendo A a medida mais distal, B central, C mesial; B1 é a primeira repetição e B2 a segunda repetição, após 1 semana.