

Pâmela Cândida Aires Ribas De Andrade

**AVALIAÇÃO DE DIVERSOS TIPOS DE TRANSFERENTES PARA
PRÓTESE SOBRE IMPLANTE**

Trabalho apresentado como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Odontologia - Área de Concentração Implantodontia, do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Orientador: Antônio Carlos Cardoso

Florianópolis
2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Andrade, Pâmela Cândida Aires Ribas de
AVALIAÇÃO DE DIVERSOS TIPOS DE TRANSFERENTES
PARA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE / Pâmela Cândida Aires
Ribas de Andrade ; orientador, Antônio Carlos Cardoso -
Florianópolis, SC, 2014.

107 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina,
Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós- Graduação em
Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Prótese sobre implante. 3. Implantes
unitários. 4. Moldagem de Transferência de Implantes Dentários
Unitários. 5. Transferente de moldagem. I. Cardoso, Antônio
Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de
Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Pâmela Cândida Aires Ribas de Andrade

AValiação de Diversos Tipos de Transferentes para Prótese sobre Implante

Esta Tese foi julgada adequada para a obtenção do Título de Doutor em Odontologia”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 20 de fevereiro de 2014.

Profa. Dra. Izabel Cristina Santos Almeida
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação

Banca Examinadora:

Profa. Dr. Antônio Carlos Cardoso
Presidente (Orientador)
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Dra. Maria Teresa Atta
Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo

Profa. Dra. Moira Pedroso Leão
Universidade Positivo

Profa. Dra. Elisa Oderich Boff
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Marco Aurélio Bianchini
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Luís Leonildo Boff
Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho

A DEUS – por seu amor infinito. Por me ensinar todas as coisas. Por me permitir trilhar uma trajetória de excelência, pelos melhores cursos, pelos melhores sonhos, pelas melhores pessoas. Ao Senhor devo a minha vida, o meu conhecimento e a minha competência. Pelo Senhor, hoje estou aqui.

Aos meus pais, Vitor e Elisete, pelo imenso amor. Meus exemplos de carinho, dedicação, trabalho, força e humildade. Vocês me permitiram sonhar, e com a ajuda de vocês as pedras ficaram mais fáceis de carregar. Hoje vocês se graduam também em Doutores. Amo vocês.

Aos meus irmãos, amigos fiéis que compartilho a vida.

AGRADECIMENTOS

Ao professor **Antônio Carlos Cardoso**, mestre, professor, orientador, amigo. Difíceis são as palavras para agradecer a sua imensa dedicação, atenção e carinho para trabalhar com as minhas qualidades, e, também, dificuldades. Este trabalho é fruto da sua paciência, extrema competência e sabedoria. É a sua idéia colocada no papel, testada e a passos de ser aplicada em benefício de pacientes e dentistas. Obrigada pelos anos de ensinamento sobre vida e sobre Deus. Anos de muito aprendizado e muita lição, que transformaram a minha vida. Ofereço o meu mais profundo respeito, minha eterna gratidão e admiração. Obrigada por confiar em mim.

Ao professor **Marco Antônio Martins Cavaco**, por viabilizar a execução de uma etapa tão importante do trabalho. Sem a sua ajuda dificilmente eu conseguiria concluir minha Tese com tamanho êxito. Meus sinceros agradecimentos.

À equipe de professores, engenheiros e técnicos da Fundação CERTI e do Laboratório de Metrologia da UFSC - LABMETRO - **Marco Antônio Martins Cavaco, Maurício Campos Porah, Vitor Camargo Nardelli, Mateus Dieckmann de Oliveira, Talles José de Oliveira, Girlei Fagundes Flores Junior**, pela disposição em ajudar, pela assistência em aspectos do projeto incluindo planejamento, execução, apoio e comentários úteis, e pela manipulação dos equipamentos do laboratório.

À Empresa **Conexão Sistemas de Próteses**, pelo material doado e suporte dado a esta pesquisa.

Ao professor **Marco Aurélio Bianchini**, banca desta Tese, que pelo seu exemplo me tornei mais corajosa, forte e persistente. Me mostrou como buscar e trabalhar sempre com excelência, desmistificando a odontologia. Obrigada pelos anos de convívio, pela paciência, confiança e por acreditar em mim. Meus sinceros agradecimentos.

Ao professor **Ricardo de Souza Magini**, por ter me mostrado o caminho da docência de uma forma diferente, sempre com muita sabedoria e alegria. Obrigada pela oportunidade.

À Professora **Cláudia Volpato**, que pelas discussões técnicas e metodológicas da Tese, modificou o meu trabalho e viabilizou o contato com o professor Marco Antônio Martins Cavaco.

A todos os meus **amigos que deixei em Florianópolis** e que também tomaram os seus caminhos. Já sinto muitas saudades por todos os momentos. Em especial a amiga **Moira Pedroso Leão**, anjo da guarda que Deus colocou em minha vida. Amiga "irmã", me tirou de situações muito difíceis, e dividiu comigo angústias, sonhos, ansiedades e alegrias. E também muitas conquistas! O convite para ser banca desta Tese se deve ao fato de eu

conhecer de tão perto o seu trabalho, seu capricho e saber da sua extrema competência. Muito obrigada.

Aos colegas e amigos de mestrado e doutorado **Armando Lopes Pereira, Ernesto Barqueiro, João Gustavo Oliveira de Souza e Newton Lucchiari**, e os da pós-graduação **Marcos Ximenes, Daniel Malta, Carlos Clessius Ferreira Xavier, Guenther Schuldt Filho, Haline Dalago, Ivan Contreras Molina, Isis Encarnação, Maria Del Piñal, Rafaela Monteiro Cid Oliveira, Eduardo Vilain de Melo, José Moisés Souza Jr**, obrigada pela troca de experiências e pela amizade. Em especial ao amigo **Newton**, que se tornou amigo-irmão fora da pós-graduação, e aos amigos **Ivan e Clessius**.

Às grandes amigas **Tháisa Triches Schmidt, Daieni Gomes Varela, Juliana Brunetto, Rafaela da Rosa, Carolina Enith Bullen Medina, Janaína Martins, Tatiana Ambros** pelos momentos de doçura, inocência, angústia, alegria, felicidade e verdadeira amizade. Foram 6 anos compartilhando dias leves, intensos, difíceis e felizes. Amo vocês.

À amiga **Juliana Cabral da Costa**, amiga farmacêutica e de Brasília, pela prontificação e disposição em ajudar em uma etapa tão importante da parte experimental do trabalho. Palavras de incentivo, sempre com um sorriso no rosto e com muita alegria. Muito obrigada.

Ao amigo **Guilherme Silveira Jacques**, pelo desenho do modelo experimental, pelos constantes incentivos e por acreditar em mim.

À **CAPES**, pelo suporte financeiro através da concessão de bolsa de estudo.

À secretária da Pós-Graduação da UFSC, **Ana Maria Frandolozo**, pela dedicação, carinho e competência com os serviços prestados, e às secretárias do CEPID, **Mirian, Gisella e Silvana**, e à **Nilcéia**, pela amizade, orientações e ajuda nestes quatro anos.

Aos ilustres integrantes da banca por dedicarem seu tempo à contribuição com este trabalho, em especial à professora **Maria Teresa Atta**, minha primeira orientadora acadêmica, que despertou em mim a paixão pela pesquisa. Muito obrigada.

À **todos** que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho.

“Tudo tem o seu tempo determinado, e há tempo
para todo o propósito debaixo do céu”

Eclesiastes 3:1

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo metálico fabricado em alumínio com implantes instalados através do auxílio de um delineador.....	40
Figura 2 - Modelo metálico com os transferentes dos grupos TC, TMP, TM e TR posicionados e parafusados sobre os implantes.....	41
Figura 3 - Moldeira metálica e modelo mestre com quatro implantes hexágono externo instalados (A). Moldeira assentada no modelo (B). Alça superior da moldeira desencaixada (C). Moldeira metálica desmontada (D)..	42
Figura 4 - Modelo metálico posicionado na MMC. Mensurações sendo realizadas pela esfera de Rubi.....	44
Figura 5 - Esquema programado pelo software da MMC para determinar os pontos lidos pela esfera de Rubi.....	44
Figura 6 - Novo Transferente Quadrado com Dois Parafusos Laterais.....	85
Figura 7 - Novo Transferente Quadrado com um parafuso lateral. Observar orifício com roscas.....	86
Figura 8 - Transferente com seis parafusos instalados nas seis possíveis posições.	86
Figura 9 - Transferente seccionado evidenciando o parafuso de trabalho e o lateral.	87
Figura 10 - Modelo metálico com PVS fluido injetado ao redor dos transferentes (A). Moldeira metálica carregada com PVS denso (B).....	89
Figura 11 - Assentamento completo da moldeira carregada com silicone de adição pasta densa sobre o modelo metálico (A). Alça superior da moldeira removida e faces laterais da moldeira desacopladas (B).....	89
Figura 12 - Pilares de preparo instalados nos implantes do modelo metálico.....	91
Figura 13 - Pilares de preparo instalados nos análogos do modelo de gesso..	91

LISTA DE TABELAS

Tabela1- Análise descritiva e estatística (ANOVA) entre grupos na S1.....	45
Tabela2- Análise descritiva e estatística (ANOVA) entre grupos na S2.....	46
Tabela3- Análise descritiva e estatística (t de student) entre S1 e S2.....	46
Table 1 - Descriptive Statistic and Analyses of Variance (ANOVA) between groups in S1.....	67
Table 2- Descriptive Statistic and Analyses of Variance (ANOVA) between groups in S2.....	67
Table 3- Descriptive and Statistical Analysis (Student's t test) between S1 and S2.....	68

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

% - porcentagem

mm – milímetro(s)

µm – micrometro(s)

° - graus

°C - graus Celsius

p - nível de significância

DP - desvio-padrão

< - menor que

g – grama

Δ - delta

Δ v – delta vertical

Δ md – delta méso-distal (deslocamento horizontal méso-distal)

Δ vl – delta vestibulo-lingual (deslocamento horizontal vestibulo-lingual)

Δ bl – delta buccal-lingual (buccal-lingual horizontal displacement)

Δ $rotac.$ – delta rotacional

MMC – Máquina de Medir por Coordenadas

pag. – página

SUMÁRIO

CAPÍTULO I

1. Resumo	21
2. Abstract	23

CAPÍTULO II

1. Introdução e Revisão da Literatura	27
--	----

CAPÍTULO III

1. Artigo para publicação – versão em português.....	33
2. Artigo para publicação – versão em inglês.....	55

CAPÍTULO IV

1. Bibliografia consultada	77
---	----

CAPÍTULO V

1. Metodologia expandida	83
2. Apêndice I – Relatório de medição pela MMC – modelos 1 a 13.....	95
3. Apêndice II – Relatório de medição pela MMC– modelos 13 a 20 e metálico.....	97
4. Apêndice III - Diagrama do modelo metálico para análise na MMC.....	99
5. Apêndice IV - Valores absolutos e de Δ para TC.....	101
6. Apêndice V - Valores absolutos e de Δ para TMP.....	101
7. Apêndice VI - Valores absolutos e de Δ para TM.....	103
8. Apêndice VII - Valores absolutos e de Δ para TMR.....	103
9. Apêndice VIII - Distribuição randomizada dos grupos para sequência de moldagem.....	105
10. Apêndice IX - Dados da calibração da MMC.....	107

CAPÍTULO I

Andrade, Pâmela Cândida Aires Ribas de . Avaliação de diversos tipos de transferentes para prótese sobre implante. 2014.107f.Tese (Doutorado em Odontologia - área de concentração: Implantodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

1. RESUMO

A reprodução precisa da posição tridimensional (3D) do implante é um fator decisivo no estabelecimento de uma prótese ajustada e passiva. Vários fatores podem influenciar na precisão de uma moldagem de transferência sobre implante, e o desenho do transferente pode ser um deles. OBJETIVO: O objetivo deste estudo foi analisar quatro desenhos diferentes de transferente e comparar a precisão da moldagem de transferência de implantes unitários realizada por eles. MATERIAL E MÉTODOS: Um modelo metálico com quatro implantes hexágono externo foi desenhado e fabricado para a realização de vinte moldagens pela técnica da moldeira aberta. As moldagens foram realizadas com todos os tipos de transferentes (n=10) (transferente convencional [TC], transferente modificado com dois parafusos laterais [TMP], transferente modificado e sem parafusos laterais [TM], transferente modificado com resina acrílica [TR]); e duas situações (S1: n=20 e S2: n=20) de espaço 3D envolvendo dente e implante também foram avaliadas. As moldagens foram vazadas com gesso especial tipo IV e a precisão da posição 3D dos análogos foram avaliadas utilizando uma Máquina de Medir por Coordenadas (MMC). As medições (deslocamento linear, angular e rotacional) foram comparadas com as medições calculadas no modelo metálico. Os dados foram analisados estatisticamente pela análise de variância (ANOVA) e pelo teste t de student. RESULTADOS: Os resultados mostraram que (1) não existiu diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tipos de transferente para as duas situações analisadas; e (2) na comparação entre S1 e S2 o TC deslocou e rotacionou na S2. CONCLUSÃO: A partir dos resultados deste estudo foi possível concluir que, estatisticamente, o tipo de transferente não influencia na precisão da moldagem de implante unitário. No entanto, o TC, na S2, aonde existiu maior quantidade de material de moldagem, apresentou alteração de posição.

Palavras-chave: Copping de Impressão. Transferente de Moldagem de Implantes Unitários. Moldagens de Implantes Dentários.

Andrade, Pâmela Cândida Aires Ribas de. **Evaluation of different designs impression coping to implant prostheses.**2014.107f.Thesis (PhD in Implant Dentistry) –Postgraduate Program, school of dentistry, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

2. ABSTRACT

The reproduction of the three-dimensional (3D) position of the oral implant is essential to establishment adjusted and passive prostheses. Several factors may influence the accuracy of implant impression, and design of impression coping may be one of them. **OBJECTIVE:** The aim of this study was to analyze four different designs of impression coping, and compare the single implants impression accuracy. **MATERIALS AND METHODS:** A metallic model with four implants was fabricated to make twenty impressions by means open-tray technique. The impressions were made with all different impression copings (n=10) (conventional impression coping [CC], modified impression coping with two laterals screws [CMS], modified impression coping [CM], modified impression coping with acrylic resin [CR]; and two 3D situations (S1: n=20 and S2: n=20) involving tooth and implant were evaluated too. Impressions were poured with type IV stone, and the 3D positional accuracy of the implant replica were evaluated using a coordinate measuring machine (CMM). These measurements (linear, angles and rotational displacements) were compared with the measurements calculated on the reference metallic model, and data were analyzed with a analysis of variance (ANOVA) and Student's t-test. **RESULTS:** (1) There is no significant difference between the four different impressions coping; and (2) in the comparison between S1 and S2 the CC shifted and rotated in S2. **CONCLUSION:** It was concluded that, statistically, the design of impression coping had no influence in accuracy of single implant impressions. However, CC, in S2, which there was greatest amount of impression material showed a change of position.

Keywords: Impression Copping. Impression Coping for Single Dental Implant. Transfer Impression Techniques.

CAPÍTULO II

1- INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A moldagem de transferência de um implante é um procedimento chave que está sob o controle do clínico. Ela registra a sua posição 3D, que inclui a profundidade, o eixo de inserção ou angulação, e a rotação ou posição relativa a demais implantes, dentes adjacentes e arco antagonista (AL QURAN et al, 2012). Uma moldagem de transferência precisa influencia a fidelidade do modelo definitivo (BARRET, 1993; LORENZONI et al., 2000; SAHIN e CEHRELI, 2001; NACONECY et al, 2004; VIGOLO et al, 2004; MOSTAFA et al, 2010; YAMAMOTO, MAROTTI, CAMPOS, 2010; RASHIDAN et al, 2012) e é essencial para a confecção de uma prótese com um ajuste satisfatório (ASSUNÇÃO et al, 2008; de AVILA et al, 2013; HOWEL et al, 2013).

O sucesso do tratamento protético está altamente dependente da precisão da transferência da posição intraoral do implante para o molde e, então, para o modelo definitivo (HOWELL et al., 2013). Isto pode ser verificado pela quantidade significativa de pesquisas em literatura para investigar os fatores que podem influenciar a qualidade de uma moldagem (ASSUNÇÃO et al, 2008; DEL'ACQUA et al, 2008; DEL'ACQUA, et al, 2010; AL QURAN et al, 2012; MPIKOS et al, 2012; VIGOLO, MAJZOUB, CORDIOLI, 2003) e, conseqüentemente, a fidelidade do modelo de gesso que será confeccionado o trabalho protético. Fatores como técnicas e materiais de moldagem são extensivamente investigados (VIGOLO et al, 2003; ASSUNÇÃO et al, 2008; LEE et al, 2008; DEL'ACQUA et al, 2010; AL QURAN et al, 2012; de AVILA et al, 2013; STIMMELMAYR et al, 2013), assim como a melhor forma de uso do transferente para evitar distorções e repetições de trabalho (SPECTOR et al, 1990; ASSIF et al, 1992; HSU, MILLSTEIN, & STEIN, 1993; INTURREGUI et al, 1993; PHILLIPS et al, 1994; WEE, 2000; ASSUNÇÃO et al, 2008; AL QURAN et al, 2012; WEGNER et al, 2013). Todavia, a precisão de uma moldagem de transferência é influenciada por vários fatores que inclui o número de implantes (HUMPHRIES et al, 1990; BARRET et al, 1993; HSU et al, 1993; PHILLIPS et al, 1994; VIGOLO et al, 2004; ASSUNÇÃO et al, 2008; DEL'ACQUA et al, 2008; LEE et al, 2008; ONGÜL et al, 2012; STIMMELMAYR et al, 2013) o uso de transferente unido (HERBST et al, JPD 2000; ONGÜL et al, 2012; STIMMELMAYR et al, 2013), a escolha do material (BARRET et al, 1993; WEE, 2000; DEL'ACQUA et al, 2010), o uso de moldeira aberta ou fechada (DEL'ACQUA et al, 2010; HOWELL et al, 2013; STIMMELMAYR et al, 2013), a angulação do implante (ASSUNÇÃO et al., 2008; HOWELL et al.,

2013) e a modificação da superfície do transferentes através do emprego de adesivo ou do tratamento com partículas de abrasão (ASSUNÇÃO et al, 2008; VIGOLO et al 2004).

Apesar da extensa literatura sobre moldagem de transferência de implante, a maioria dos estudos procura verificar qual combinação de técnica, tipo de material e transferente resultará no modelo de trabalho mais preciso para se conseguir a melhor adaptação de uma estrutura protética sobre múltiplos implantes (HUMPHRIES et al, 1990; HSU et al, 1993; NACONECY et al, 2004; ASSUNÇÃO et al, 2008). Pesquisas que avaliam próteses menores suportadas por um ou dois implantes (VIGOLO, MAJZOUB, & CORDIOLI, 2000; ASSUNÇÃO et al, 2008), ou ainda que se concentram em avaliar se o tipo de transferente poderá resultar em menor distorção da posição real do implante (ASSUNÇÃO et al, 2008; HOWELL et al, 2013; WEGNER et al, 2013) são escassos (LINKEVICIUS et al, 2012; RASHIDAN et al, 2012; WEGNER et al, 2013).

Linkevicius e cols (2012) pesquisou a influência da posição subgingival de implantes unitários na estabilidade do transferente e do material de moldagem. Eles avaliaram implantes instalados a 0, 1, 2, 3, 4 ou 5mm da superfície que simulava a margem gengival, utilizaram moldeira aberta e testaram três materiais diferentes de moldagem: polivinil siloxano (VPS), poléter e material para registro oclusal baseado em silicone de adição. Os autores concluíram que a medida que a profundidade do implante aumentava, a força necessária para desestabilizar o análogo diminuía. Também concluíram que o transferente ficou mais estável quando o material de registro oclusal foi utilizado (LINKEVICIUS et al, 2012).

Wee (2000) enfatizou que devido ao registro da posição dimensional do implante ser a principal proposta de uma moldagem de transferência do mesmo, o deslocamento acidental do transferente dentro do material de moldagem leva a um modelo definitivo menos preciso e a uma prótese mal ajustada. O autor afirmou que o material de moldagem deverá segurar o transferente de moldeira aberta para prevenir o deslocamento deste quando o análogo for conectado (WEE, 2000).

Constata-se clinicamente, e também de acordo com Wee (2000), que os modelos imprecisos, na sua grande maioria, são consequências do deslocamento do transferente no interior do molde (WEE, 2000). Este deslocamento, em se tratando de prótese unitária, pode ocorrer devido à instalação do análogo. Então, somente a escolha pela melhor técnica e melhor material de moldagem talvez não seja suficiente para evitar o deslocamento do transferente no interior do molde (WEE, 2000; LINKEVICIUS et al, 2012;). Embora o material de escolha possa apresentar grandes vantagens como alta estabilidade dimensional, resistência ao

rasgamento e rigidez (HUMPHRIES et al, 1990; BARRETT et al 1993; WEE, 2000; LINKEVICIUS et al, 2012;), o desenho do transferente pode não oferecer retenção suficiente para evitar esse deslocamento (MOON et al, 1997; de AVILA et al, 2013;), seja no sentido vertical e/ou rotacional. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi comparara precisão da moldagem de transferência de implante unitário hexágono externo realizada com o transferente quadrado convencional (TC) com outros três tipos de transferentes quadrados: novo transferente quadrado desenvolvido com dois parafusos laterais (TMP), novo transferente quadrado desenvolvido sem os parafusos laterais (TM), transferente convencional com resina acrílica (TR).

A hipótese nula testada foi que o tipo de transferente não influencia na precisão da moldagem de transferência de prótese sobre implante.

CAPÍTULO III

1. ARTIGO CIENTÍFICO

O artigo a seguir está formatado de acordo com as Normas para Elaboração de Artigos do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Fator de Impacto: **1.908**. Fator de Impacto dos últimos 5 anos: **3.139**.

Avaliação de um Novo Tipo de Transferente para Moldagem de Transferência de Prótese Unitária sobre Implante. Estudo In Vitro.

Pâmela Cândida Aires Ribas de Andrade⁽¹⁾

Leandro Augusto Hilgert⁽²⁾

Rafaela Aparecida da Rosa⁽³⁾

Antônio Carlos Cardoso⁽⁴⁾

⁽¹⁾ Doutoranda em Implantodontia, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC – Florianópolis - Santa Catarina – Brasil. (pam_ribas@yahoo.com.br)

⁽²⁾ Professor Doutor do Programa de Graduação em Odontologia, Departamento de Dentística da Universidade de Brasília – UNB – Brasília– Distrito Federal – Brasil. (leandrohilgert@gmail.com)

⁽³⁾ Especialista em Prótese Dentária e Implantodontia, Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC - Florianópolis - Santa Catarina - Brasil. (rafarosa.odonto @ gmail.com)

⁽⁴⁾ Professor Doutor do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Departamento de Estomatologia, da Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC – Florianópolis - Santa Catarina – Brasil. (acarlos@ccs.ufsc.br)

Título resumido: Novo Transferente para Prótese Unitária sobre Implante

Palavras-chave: Coping de Impressão; Transferente de Moldagem; Moldagem de Transferência de Implantes Unitários.

RESUMO

Proposição: Este estudo *in vitro* comparou precisão da moldagem de transferência de implante unitário realizada com o transferente quadrado convencional (TC) com outros três tipos de transferentes quadrados: novo transferente quadrado desenvolvido com dois parafusos laterais (TMP), novo transferente quadrado desenvolvido sem os parafusos laterais (TM), transferente convencional com resina acrílica (TR). **Materiais e Métodos:** Um modelo mestre metálico com quatro implantes de hexágono externo (Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, SP, Brazil) foi desenhado e fabricado para a realização das moldagens *in vitro* pela técnica da moldeira aberta. Vinte moldagens foram realizadas simulando duas situações (S1 e S2) de espaço tridimensional (3D) envolvendo dente e implante, o qual seria reabilitado por próteses unitárias. A posição 3D de cada implante/análogo foi mensurada por um apalpador esférico de rubi, calibrado em uma Máquina de Medir por Coordenadas (MMC). Cada posição do implante foi registrada em 3 coordenadas espaciais. A análise estatística da diferença das medições dos análogos para as dos respectivos implantes foi realizada pelos testes de análise de variância (ANOVA) e t de student. **Resultados:** Os resultados mostraram que (1) não existiu diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tipos de transferente para as duas situações analisadas; e (2) na comparação entre S1 e S2 o TC deslocou e rotacionou na S2. **Conclusões:** A partir dos resultados deste estudo foi possível concluir que, estatisticamente, o tipo de transferente não influencia na precisão da moldagem de implante unitário. No entanto, o TC, na S2, aonde existiu maior quantidade de material de moldagem, apresentou alteração de posição.

Palavras-chaves: Coping de Impressão; Transferente de Moldagem; Moldagem de Transferência de Implantes Dentários Unitários.

INTRODUÇÃO

A moldagem de transferência de um implante é um procedimento chave que está sob o controle do clínico. Ela registra a sua posição 3D, que inclui a profundidade, o eixo de inserção ou angulação, e a rotação ou posição relativa a demais implantes, dentes adjacentes e arco antagonista⁽¹⁾. Uma moldagem de transferência precisa influencia a fidelidade do modelo definitivo;⁽²⁻⁶⁾ e é um fator decisivo para a confecção de uma prótese adaptada e com um ajuste satisfatório.⁽⁶⁻⁹⁾

O sucesso do tratamento protético está altamente dependente da precisão da transferência da posição intraoral do implante para o molde e, então, para o modelo definitivo.⁽⁹⁾ Isto pode ser verificado por uma quantidade significativa de pesquisas que tem sido realizada para investigar os fatores que podem influenciar a qualidade de uma moldagem^(7,11-15) e, conseqüentemente, a fidelidade do modelo de gesso. Fatores como técnicas e materiais de moldagem são extensivamente investigados,^(1,7,8,11,12,15,16) mas ainda não há clareza sobre qual a melhor técnica e qual o melhor material para se obter o máximo de precisão de uma moldagem^(51,8,15) pois todas as etapas deste procedimento pode apresentar erros.⁽¹⁷⁾

Apesar da extensa literatura que trata de moldagem de transferência de implante, a maioria dos estudos procura verificar qual combinação de técnica, tipo de material e transferente resultará no modelo de trabalho mais preciso, resultando na melhor adaptação de uma estrutura protética sobre múltiplos implantes.^(2,18) Estudos que avaliam casos de próteses menores suportadas por um ou dois implantes,^(7,19) ou ainda, que se concentram em avaliar se o tipo de transferente poderá resultar em menor distorção da posição real do implante^(9,20) são escassos.⁽²⁰⁻²²⁾

Em 2000, Wee⁽¹⁰⁾ enfatizou que devido ao registro da posição dimensional do implante ser a principal proposta de uma moldagem de transferência, o deslocamento acidental do transferente dentro do material de moldagem leva a um modelo definitivo menos preciso e a uma prótese mal ajustada.⁽¹⁰⁾ Este deslocamento, em se tratando de prótese unitária, pode ocorrer devido à instalação do análogo. Então, somente a escolha pela melhor técnica e melhor material de moldagem talvez não seja suficiente para evitar o deslocamento do transferente dentro do molde.^(10,21) O desenho do transferente pode não oferecer retenção suficiente para evitar esse deslocamento,^(8,22) seja no sentido vertical, horizontal e/ou no rotacional. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi comparar a precisão da moldagem de transferência de implantes unitários realizada por quatro diferentes transferentes.

A seguinte hipótese nula foi testada: o tipo de transferente não influencia na precisão da moldagem de transferência de prótese sobre implante unitário.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo mestre metálico retangular medindo 83.0x20.0x27.0mm foi fabricado em alumínio, e 3 blocos de dimensões 5.0x7.0x10.0mm foram projetados do mesmo representando dentes. A disposição dos blocos simulou duas situações (S1 e S2) de espaço 3D envolvendo dente (bloco) e implante. Quatro implantes hexágono externo (Master Porous 3.75x10.0mm, Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) foram instalados no modelo metálico em sítios de 5.0x10.0mm de diâmetro, previamente fresados e preenchidos com resina acrílica incolor autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo, SP). Os implantes foram posicionados e inseridos paralelamente nas perfurações com o auxílio de um delineador. A figura 1 mostra o preparo do modelo metálico no momento da instalação do quarto implante, e as situações S1 e S2 criadas no modelo. Observar na figura o nível da plataforma dos implantes mantido acima do plano metálico do modelo.

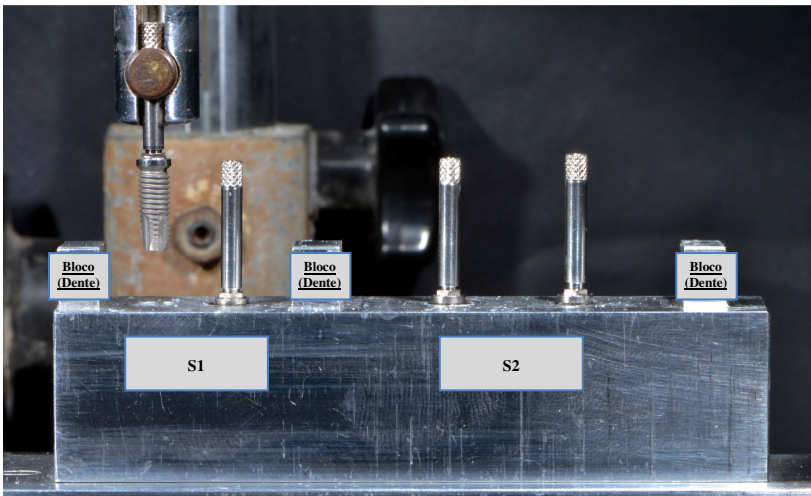


Fig. 1 Modelo metálico fabricado em alumínio com implantes instalados através do auxílio de um delineador. Observar S1 e S2.

Quatro tipos diferentes de transferentes foram utilizados para moldar e transferir a posição dos quatro implantes hexágono externo fixados no modelo metálico. Os transferentes foram preparados e utilizados formando os seguintes grupos (Figura 2):

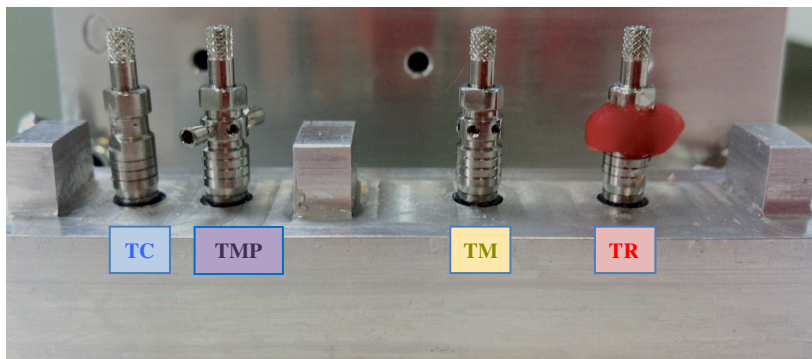


Fig. 2 Modelo metálico com os transferentes dos grupos TC, TMP, TM e TR posicionados e parafusados sobre os implantes.

GRUPOS

TC: Transferente Quadrado Convencional (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil): transferente quadrado convencional para moldeira aberta.

TMP: Transferente Quadrado Modificado Com Dois Parafusos Laterais Parafusados (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TM: Transferente Quadrado Modificado Sem os Parafusos Laterais (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TR: Transferente Quadrado Convencional (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) **Com Resina Acrílica Pattern** (GC AMERICA INC, Alsip, IL, USA).

Os transferentes foram moldados e transferidos 20 vezes, porém suas posições foram variadas de tal forma que cada transferente participou 10 vezes de uma mesma situação (S1 e S2).

Para a padronização das moldagens foi confeccionada uma moldeira única, em alumínio, de dimensões padronizadas (100x35x30mm /100x10x10mm haste metálica) para adaptar ao modelo metálico (Figura.3).

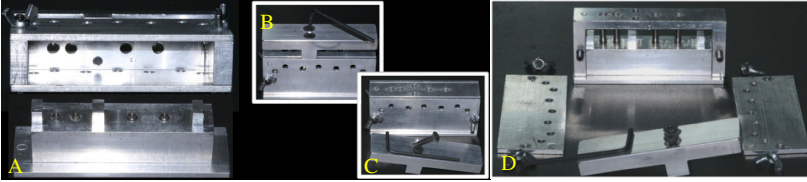


Fig. 3 Moldeira metálica e modelo mestre com quatro implantes hexágono externo instalados (A). Moldeira assentada no modelo (B). Alça superior da moldeira desencaixada (C). Moldeira metálica desmontada (D).

A moldeira foi desenhada com quatro orifícios na parte superior para permitir acesso e liberar os parafusos dos transferentes durante o processo de moldagem. Também foram acrescentados uma alça parafusada sobre a parte superior da mesma para facilitar a sua manipulação, e duas roscas parafusadas em cada face lateral para diminuir o atrito e a retenção do molde durante a remoção da moldeira.

Moldagem de transferência

Para as moldagens de transferência dos implantes o material escolhido foi o polivinil siloxano (PVS)^(5,8,12,15) (Express XT, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota) pasta fluída e pasta densa. A técnica utilizada foi da dupla impressão em passo único,^(12,18) de acordo com as recomendações do fabricante. O PVS fluído foi injetado ao redor dos transferentes e a moldeira carregada com a pasta densa. A manipulação destes materiais foi controlada com tempo de 30 segundos para a manipulação da pasta densa e o mesmo tempo para a injeção da pasta fluída. A quantidade de material utilizada se limitou a 1 medida de cada pasta do PVS denso, e 5 injeções da pasta fluída carregada na pistola, por moldagem. Após a inserção da moldeira carregada e assentamento completo da mesma sobre a base do modelo metálico, aguardou-se o tempo de polimerização de 10 minutos⁽⁸⁾ para desencaixe da moldeira. Na etapa seguinte, a alça superior da moldeira foi removida, o parafuso de cada transferente foi desparafusado de cada implante do modelo metálico, as duas faces laterais da moldeira foram desacopladas, e o modelo metálico foi removido.

Para todos os moldes foram encaixados análogos novos (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil), e parafusados aos transferentes usando uma chave protética hexagonal e torque manual. A adaptação do conjunto análogo-transferente foi verificada com explorador n.05 (DUFLEX SS WHITE, RIO DE

JANEIRO, BRASIL) previamente ao aperto final do parafuso de trabalho do transferente.

Vazamento dos moldes

As moldagens de transferência dos implantes foram vazadas com gesso especial tipo IV (GC Fuji Rock® EP; GC Europe, Leuven, Belgium), e a manipulação do gesso foi realizada manualmente com a quantidade de material proporcionada em 80g de pó para 16ml de água destilada, conforme as especificações do fabricante. Nesta etapa foi utilizado um vibrador portátil⁽²³⁾ que produz mínima interferência da vibração sobre o análogo, diminuindo a influência da vibração no possível deslocamento deste. Após o período de 1 hora do tempo de presa do gesso, o modelo de gesso foi separado do molde e armazenado em temperatura ambiente por no mínimo 2 semanas antes da avaliação do desajuste.^(8,12) Todas as etapas de moldagem, espatulação e vazamento do gesso foram realizadas por um único operador.

Avaliação da discrepância da posição dos análogos nos modelos

As avaliações de alteração da posição dos análogos no modelo de gesso, bem como a fidelidade de reprodução da posição do implante do modelo metálico, foram realizadas através da diferença (Δ) das medições tridimensionais de cada análogo para as dos respectivos implantes, representados pelos Δ s: Δ vertical; Δ mésio-distal; Δ vestíbulo-lingual; Δ rotacional.

Todas as medições foram realizadas em parceria com o laboratório da Fundação CERTI - Centro de Metrologia e Instrumentação (CERTI, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil), e as peças foram medidas randomicamente por um operador técnico metrologista, habilitado, cego ao estudo através de uma Máquina de Medição por Coordenadas (MMC) (Mitutoyo, RC 3145, certificado de calibração RBC 6469/12, Mitutoyo, Tokyo, Japão). A MMC utiliza um programa de Controle Numérico Computadorizado (CNC) que permite o controle simultâneo de vários eixos da máquina através de números, e possibilita a comunicação com o operador/programador da MMC (Engenheiro Metrologista credenciado na Rede Brasileira de Calibração – RBC-INMETRO e na Rede Alemã de Calibração – DKD) sem que este influencie a medição.

Para a realização das medições, previamente foram instalados pilares de preparo (Munhão Universal de hexágono externo 3,75mm, Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) –

primeiramente no modelo metálico e, após, nos modelos de gesso. Para medição foi utilizado um apalpador esférico de rubi com diâmetro de 1,5 mm (Figura 4), calibrado na própria MMC, que nivelou o plano superior do modelo metálico em quatro pontos.

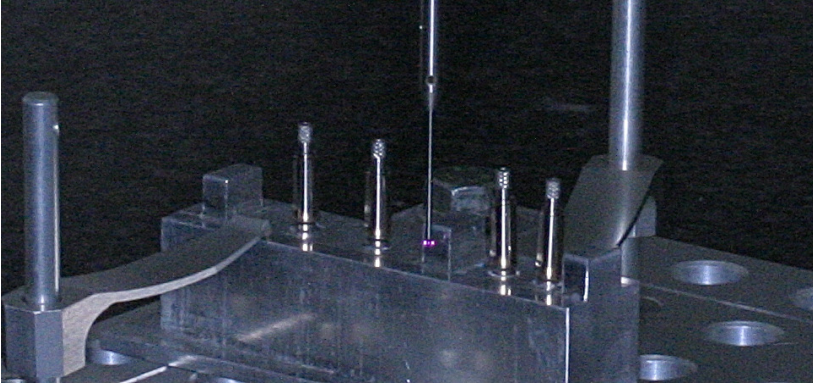


Fig. 4 Modelo metálico posicionado na MMC. Mensurações sendo realizadas pela esfera de Rubi.

O apalpador esférico também alinhou dois pontos presentes em cada bloco da extremidade do modelo formando uma linha (Figura 5).

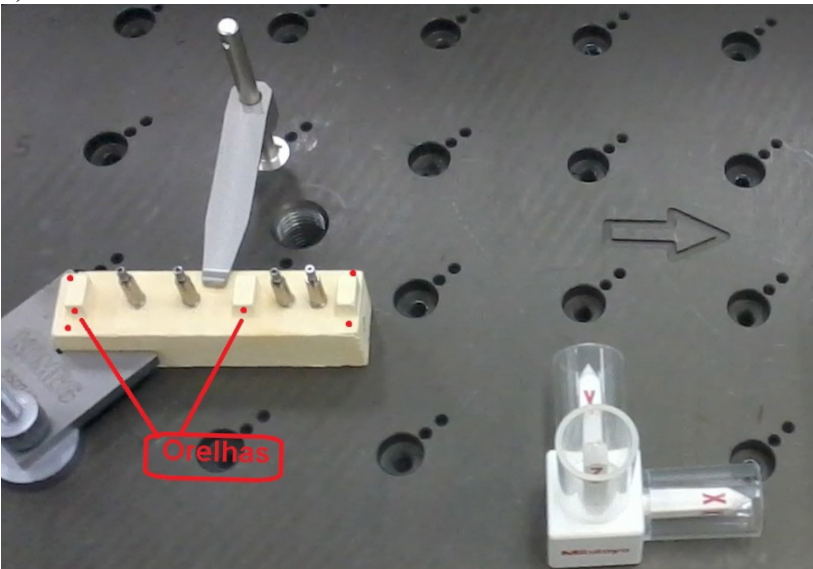


Fig. 5 Esquema programado pelo software da MMC para determinar os pontos lidos pela esfera de Rubi.

As medidas das alturas e dos ângulos foram determinadas através da medição dos planos do pilar e do topo do parafuso de trabalho do mesmo. Os dados dos registros das medições foram lidos pelo software da máquina MMC e transcritos para o relatório de medição no programa Excel (Microsoft Excel 2013, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA). Para eliminar a influência do operador nas medições foi utilizado um dispositivo para fixação das peças que garantiu a mesma posição para todas.

Cada posição do implante foi registrada em 3 coordenadas espaciais. As diferenças foram calculadas pelas distâncias lineares e ângulos das inclinações, mensurando a distorção da moldagem. O Laboratório da Fundação CERTI está acreditado pelo INMETRO sob o número CAL 0034, modulado em uma temperatura estável ($20 \pm 0,5$)°C e umidade relativa de (50 ± 10)%.

ANÁLISE ESTATÍSTICA E RESULTADOS

Os dados foram submetidos a análise estatística com o software SPSS (SPSS Statistics, versão 21.0, IBM, USA). Foram considerados as variáveis independentes grupo (1 a 4) e situação de moldagem (1 e 2), e as variáveis dependentes deslocamento, representadas pelos Δv , Δmd , Δvl e $\Delta rotac.$, conforme descrito em Materiais e Métodos.

Após confirmada a normalidade de distribuição dos dados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e a homogeneidade de variâncias pelo teste de Levene, foram realizados testes de análise de variância (ANOVA) para a comparação entre grupos, separadamente, na S1 (Tabela 1) e na S2 (Tabela 2), com intervalo de confiança de 95%.

Os resultados descritos nas tabelas 1 e 2 demonstram que não houve diferença estatística significativa entre grupos nas situações de moldagens 1(Tab.1) e 2 (Tab. 2) para todas as variáveis dependentes analisadas.

Tabela 1 - Análise descritiva e estatística (ANOVA) entre grupos na S1

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δvl °(DP)	$\Delta rotac.$ °(DP)
TC(n=10)	0,014(0,06)a	-0,008(0,06)b	0,022(0,04)c	0,011(0,06)d
TMP(n=10)	0,274(0,89)a	-0,407(0,44)b	-0,34(0,51)c	-0,121(0,27)d
TM(n=10)	-0,102(0,29)a	-0,308(0,26)b	-0,262(0,33)c	-0,079(0,16)d

TR(n=10)	-0,923(3,22)a	-0,73(1,5)b	0,32(2,74)c	0,517(1,25)d
----------	---------------	-------------	-------------	--------------

Letras minúsculas distintas na coluna (entre grupos) denotam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)
a-a, $p=0,426$; b-b, $p=0,722$; c-c, $p=0,159$; d-d, $p=0,398$

Tabela 2 - Análise descritiva e estatística (ANOVA) entre grupos na S2

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δvl °(DP)	$\Delta rotac.$ °(DP)
TC(n=10)	-0,012(0,04)a	-0,021(0,05)b	0,025(0,07)c	0,036(0,05)d
TMP(n=10)	-0,380(0,48)a	-0,174(0,58)b	-0,114(0,64)c	-0,082(0,46)d
TM(n=10)	-0,287(0,30)a	-0,106(0,27)b	-0,089(0,37)c	-0,042(0,22)d
TR(n=10)	1,978(1,99)a	0,771(1,75)b	1,531(1,00)c	0,371(2,12)d

Letras minúsculas distintas na coluna (entre grupos) denotam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)
a-a, $p=0,795$; b-b, $p=0,249$; c-c, $p=0,618$; d-d, $p=0,189$

A comparação entre situações de moldagem para as diferentes variáveis dependentes foi realizada pelo teste t de student. A tabela 3 demonstra que foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre situações de moldagem para o deslocamento vertical e rotação do TC (Δv : $p=0,031$ e o $\Delta rotac$: $p=0,035$).

Tabela 3 - Análise descritiva e estatística (t de student) entre S1 e S2

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δvl °(DP)	$\Delta rotac.$ °(DP)
S1 (n=40)	0,003(0,05)a	-0,285(0,56)c	-0,188(0,28)d	0,161(2,33)e
S2 (n=40)	0,024(0,05)b	-0,187(0,54)c	-0,131(0,29)d	1,163(1,81)f

Letras minúsculas distintas na coluna (entre situações) denotam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)
a-b, $p=0,031$; c-c, $p=0,429$; d-d, $p=0,371$; e-f, $p=0,035$

DISCUSSÃO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar e comparar a precisão da técnica de moldagem de transferência de implantes uniários realizada por diferentes tipos de transferentes. Para o estudo foi desenvolvido um novo transferente para implantes de hexágono externo, e a hipótese nula foi a de que o tipo de

transferente não influencia a precisão da moldagem de transferência de implantes unitários de hexágono externo. De acordo com os resultados obtidos, a hipótese nula foi aceita uma vez que não houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tipos de transferente.

No presente estudo, o modelo experimental foi meticulosamente padronizado. Isto incluiu o uso de um modelo mestre metálico em formato de figura geométrica (bloco retangular) para facilitar a reprodução e as medições da posição tridimensional dos implantes instalados neste, e dos modelos de gesso que foram obtidos a partir deste. Também foram padronizados o uso de uma moldeira única, metálica e confeccionada especialmente para este fim, além do tipo de material de moldagem, do encaixe e parafusamento dos análogos realizados por um operador único e cego ao estudo; e os moldes vazados com quantidades determinadas de gesso, em tempo cronometrado e temperatura ambiente controlada. A proposta da padronização foi para permitir uma avaliação cuidadosa dos diferentes transferentes de moldagem sem a interferência de outras variáveis relacionadas.

Os resultados deste estudo demonstraram que existe uma pequena diferença entre as medições do implante no modelo mestre e as dos análogos nos modelos de trabalho (verificado pelos deslocamentos representados pelos Δ s das variáveis dependentes. Apesar de os valores destas diferenças serem clinicamente aceitáveis na maioria das circunstâncias,⁽¹⁾ o movimento rotacional de um transferente com conseqüente alteração na precisão da posição do análogo produz um modelo de trabalho impreciso,^(8,10,23) e a coroa protética que será instalada sobre o implante estará rotacionada e não terá um encaixe perfeito com as estruturas adjacentes. Do ponto de vista estético estará inaceitável, e haverá alteração nos contatos proximais e nos ajustes oclusais.⁽²⁴⁾

Das 20 comparações feitas entre as medições de cada grupo experimental e do modelo mestre 10 foram simuladas a uma situação de implante instalado entre implante e dente (S1), 10 a uma segunda situação de implante adjacente a espaços edêntulos de um dente (S2). A análise de variância ANOVA permitiu avaliar o comportamento dos diferentes grupos nas situações 1 e 2, e demonstrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre os grupos para todas as variáveis dependentes analisadas (Tabelas 1 e 2).

Os estudos que investigam a precisão de modelos de trabalho de implantes unitários são bastante escassos na literatura.^(19,21) Em nosso estudo comparamos as diferentes variáveis dependentes entre as duas situações de moldagens (S1 e S2) (Tabela 3). Os resultados demonstraram que existe uma diferença estatisticamente significativa para o Δv ($p=0,031$) e o Δ rotacional

($p=0,035$) no grupo TC, sendo que a S2 é mais favorável a apresentar erros neste grupo do que a S1. Este resultado demonstra que a moldagem de transferência de prótese unitária sobre implante sem espaços edêntulos ao redor transferente produz menor deslocamento do análogo em comparação a prótese com espaços edêntulos adjacentes ao transferente.

A comparação das médias foi utilizada para expressar se existe uma diferença significativa entre os diferentes transferentes, mas a implicação prática para o clínico em determinar qual o melhor método e técnica para registrar a posição de um implante unitário depende de muitas variáveis. Embora somente o Grupo TC tenha apresentado diferença estatisticamente significativa para os deslocamentos vertical e rotacional, a maioria dos resultados dos demais grupos demonstrou que os análogos apresentaram uma distância alterada do plano de referência oclusal; indicando que a prótese ficará mais propensa a estar em supra ou infra-oclusão. Estes resultados coincidem com outros relatados sobre perda de precisão vertical devido a técnica de moldagem de transferência.⁽²⁴⁾

A discrepância de até 30 μ m defendida por Assif et al 1992 como limite entre o trabalho ser aceitável ou não, e a rotação média de 3 graus, com tolerância de 1.6 a 5.3 graus do transferente, podem não ser detectadas clinicamente.⁽²⁴⁾ Todavia, o acúmulo de erros existente nas diferentes etapas do processo de fabricação da prótese⁽¹⁴⁾ nos leva a crer que o sistema que diminuir a chance de deslocar e/ou rotacionar acidentalmente o transferente que está dentro do molde, apresentar facilidade de uso e manipulação, e diminuir o tempo de cadeira profissional-paciente será mais confiável e trará vantagens.

Presume-se que quando os análogos são parafusados aos transferentes quadrados que estão dentro do material de moldagem, estes podem ser acidentalmente rotacionados.^(10,19,23) Embora exista bastante controvérsia na literatura sobre a melhor técnica para o uso do transferente^(1,8,9,14,15,20,23,25) acredita-se que o operador (clínico) pode ter uma chance menor de deslocar o mesmo dentro do molde se este apresentar uma modificação na superfície,^(7,19) ou um desenho mais retentivo.

Uma possível limitação deste estudo foi a força para remoção da moldeira para todas as moldagens, podendo ter levado a movimentação do transferente dentro do molde,⁽²³⁾ e então influenciado na precisão do análogo no modelo de gesso. Este fato ocorreu para todos os transferentes, e embora possa ter gerado erros da posição do análogo, todos os grupos foram afetados. Também é importante ressaltar que apesar de extensivamente pesquisada qual a melhor técnica e material de moldagem para a obtenção de um modelo de trabalho fiel e preciso, a literatura é muito controversa em determinar e guiar o clínico à melhor escolha para tal. Isto poderá ser

justificado pelos diferentes tipos de protocolos e técnicas utilizadas para avaliação desta precisão.^(1,7-10,16,23,27) Dessa forma, a precisão é descrita como aceitável baseada no julgamento do clínico.

Uma técnica de moldagem de transferência ideal deverá prover resultados excelentes enquanto se torna fácil de usar, de baixo custo e confortável para o paciente. O transferente desenvolvido pode ser um método versátil, podendo ser utilizado para implantes unitários, múltiplos, bem ou mal posicionados. Uma vez modificada a sua conexão com a plataforma do implante, ele poderá ser aplicado em todos os sistemas de implantes. Entretanto, antes de conclusões finais sobre o novo desenho do transferente quadrado, mais estudos podem ser necessários para definir se os parafusos ao redor deste são suficientes para a obtenção de modelos de trabalho mais precisos.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados encontrados neste estudo *in vitro*, seguem as seguintes conclusões:

- 1) Não existiu diferença estatística significativa entre os diferentes transferentes para as duas situações de moldagens;
- 2) Estatisticamente, o tipo de transferente não influencia na precisão da moldagem de transferência de implantes unitários;
- 3) O Transferente Convencional, na S2, aonde existiu maior quantidade de material de moldagem, apresentou alteração de posição.

AGRADECIMENTOS

Este estudo foi suportado parcialmente pela empresa Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil. Os autores expressam um agradecimento especial ao Professor Marco Antonio Martins Cavaco e a equipe Fundação CERTI e do laboratório LABMETRO–Marco Antonio Martins Cavaco, Maurício Campos Porah, Vitor Camargo Nardelli, Mateus Dieckmann de Oliveira, Coordenador da Metrologia; Talles José de Oliveira, Gerente Técnico do Laboratório de Metrologia; Girlei Fagundes Flores Junior, Técnico Metrologista, pela total assistência em aspectos do projeto incluindo planejamento, execução, apoio, comentários úteis e pelos equipamentos do laboratório. Os autores relatam que não há conflitos de interesses relatados neste estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Al Quran FA, Rashdan BA, Abu Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int* 2012;43(2):119–25.
2. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS a, Frasca LCF, 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.
3. Yamamoto E, Marotti J, Campos TT De. Accuracy of Four Transfer Impression Techniques for Dental Implants: A Scanning Electron. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(6):1115-24.
4. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004 Nov;92(5):470–6.
5. Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 2010;23(6):525–8.
6. Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(2):218–25.
7. Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1-- Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont* 2008;17(8):641–7.
8. De Avila ED, Barros LAB, Del’Acqua MA, Castanharo SM, Mollo FDA. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):268–74.

9. Howell KJ, Mcglumphy MSEA, Drago C, Knapik MSG. Comparison of the Accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and Conventional Implant Impression Techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:228–240.
10. Wee a G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000 Mar;83(3):323–31.
11. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;Feb;89(2):186–92.
12. Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo FDA. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(4):715–21.
13. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FDA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:226–36.
14. Mpikos P, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The Effect of Impression Technique and Implant Angulation on the Impression Accuracy of External-and Internal-Connection Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):1422–8.
15. 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* 2008;99(2):107–13.
16. Stimmelmayer M, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig* 2013;17(8):1929–35.
17. Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Sh T, Jallalian F, et al. Comparison of Dimensional Accuracy between

Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 ° Angled Implants. *J Dent (Shiraz)* 2013;14(3):96–102.

18. Hsu C-C, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588–93.
19. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000 May;83(5):562–6.
20. Wegner K, Dent M, Weskott K, Zenginel M. Effects of Implant System, Impression Technique, and Impression Material on Accuracy of the Working Cast. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:989–95.
21. Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L. The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. *J Prosthet Dent* 2012;108(4):238–43.
22. Moon MG and McIntosh MJ. Necessary modification of the nonrotational tapered impression coping of the EsthetiCone system. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):229–30.
23. Andrade PCAR de, Luthi LF, Stanley K, Cardoso AC. A new portable vibrator for plaster pouring: effect on the marginal fit at cylinder-abutment. *J Appl Oral Sci* 2011;20(5):517–21.
24. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001;14(2):152–8.
25. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth J-F, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig* 2012;16(4):1137–42.

26. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent* 2007;16(2):187–94.
27. Ongül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J* 2012;57(2):184–9.

2. SCIENTIFIC ARTICLE

The following article is formatted according to the Rules for the periodical **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. Impact Factor: **1.908**. Last 5 years impact factor: **3.139**.

Evaluation of a New Transfer for Implant Supported Prosthesis Impression

Pâmela Cândida Aires Ribas de Andrade ⁽¹⁾

Leandro Augusto Hilbert ⁽²⁾

Rafaela Aparecida da Rosa ⁽³⁾

Antônio Carlos Cardoso ⁽⁴⁾

⁽¹⁾PhD Student in Implant Dentistry, Federal University of Santa Catarina - UFSC - Florianópolis - Santa Catarina – Brazil.(pam_ribas@yahoo.com.br)

⁽²⁾PhD Professor of the Graduation Program in Dentistry, Department of Dental, University of Brasilia - UNB - Brasilia - Federal District - Brazil. (leandrohilbert@gmail.com)

⁽³⁾Specialist in Prosthodontics and Implant Dentistry, Federal University of Santa Catarina - UFSC - Florianópolis - Santa Catarina - Brazil. (rafarosa.odonto@gmail.com)

⁽⁴⁾PhD Professor of the Post Graduation Program in Dentistry, Department of Stomatology, from the Federal University of Santa Catarina - UFSC - Florianópolis - Santa Catarina - Brazil. (acarlos@ccs.ufsc.br)

Short title: New Impression Coping for Single Implant Supported Prosthesis

Keywords: Impression Coping, Impression Coping for Single Dental Implant. Transfer Impression Techniques.

ABSTRACT

Purpose: This in vitro study compared the accuracy of an impression performed with a conventional squared transfer (TC) and with three others squared transfers: a modified transfer with two side screws (TMP), modified without the side screws (TM) and modified with acrylic resin (TR).

Materials and Methods: A metal master cast with four implants (Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, SP, Brazil) was designed and manufactured to perform the in vitro impressions by the open tray technique. Twenty impressions were made simulating two situations (S1 and S2) of three-dimensional space (3D) involving a tooth and an implant, which would be rehabilitated by single prosthesis. The 3D position of each implant / analog was measured by a ruby spherical probe calibrated in a Coordinate Measuring Machine (MMC). Each implant position was recorded in 3 spatial coordinates. Statistical analysis of the difference of the measurements of the analogs and the corresponding implants was performed by analysis of variance (ANOVA) and Student t tests.

Results: The results showed that (1) there was no statistically significant difference between the different types of transfer to both situations analyzed, and (2) comparing between S1 and S2, the TC showed a greater tendency to shift and rotate in S2.

Conclusions: It was concluded that, statistically, the type of transfer has no influence in the accuracy of single external hexagon implants impression. However, CC, in S2, which there was greatest amount of impression material showed a change of position.

keywords: Impression Coping, Impression Coping for Single Dental Implant. Transfer Impression Techniques.

INTRODUCTION

The impression of an implant is the negative copy of its position and of the tissue surrounding the prosthetic crown. The accurate reproduction of the three-dimensional (3D) implant position is an important factor for making a proper fit of the prosthesis.⁽²⁻⁶⁾

A significant amount of research has been performed to investigate factors that can influence the quality of an impression^(4,7-11) and thus the faithfulness of the plaster model. Factors such as impression techniques and materials have been extensively investigated^(4,5,7,8,11-13) but there is no clarity about the best technique and material to obtain maximum accuracy of an impression,^(5,11,12) because every impression procedure can introduce errors⁽¹⁴⁾

The literature among implant impression is extensive. Most studies investigate which combination of technique, type of material and transfer will result in a more accurate working cast, resulting in a better fit of a prosthetic structure on multiple implants.^(1,15) Studies that assess cases of minor prostheses supported by one or two implants,^(4,16) or even, which are focused on assessing whether the type of transfer may result in less distortion of the actual position of the implant^(6,17) are scarce, or almost non-existent in the literature.⁽¹⁷⁻¹⁹⁾

In 2000, Wee⁽²⁾ emphasized that due to the record of the dimensional position of the implant being the main proposal of an impression, accidental displacement of the transfer inside the impression material leads to a less accurate definitive cast and a misfit prosthesis.⁽²⁾ This displacement, in the case of an unitary prosthesis can occur due to the analogue installation. Then, maybe the choice for the best technique and for the best impression material may not be enough to avoid the transfer displacement.^(2,18) The transfer's design may not provide enough retaintion to avoid such displacement,^(5,20) either in the vertical and/or rotational direction. Thus, the aim of this study was to analyze four different transfer designs, and to compare the accuracy of the single implant impressions performed by them.

The following null hypothesis was tested: the type of transfer influences the accuracy of implant supported prosthesis impression.

MATERIALS AND METHODS

A rectangular metal master cast measuring 83.0x20.0x27.0mm was manufactured in aluminum. In order to produce the cast, 3 blocks of 5.0x7.0x10.0mm were designed apart from each other to simulate two situations (S1 and S2) of a 3D space involving a tooth (represented by a

designed block) and an implant. Four implants (Master Porous 3.75x10.0mm, Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) were installed in metallic model in four sites previously machined 5.0x10.0mm diameter and subsequently filled with self-curing transparent acrylic resin (Jet, Clássico, São Paulo, SP). The implants were positioned and inserted parallel to the perforations with the aid of a surveyor. The Figure 1 shows the preparation of metallic model at the time of implant installation and S1 and S2 situations created in the model. All platform levels were kept above the cast metallic plane.

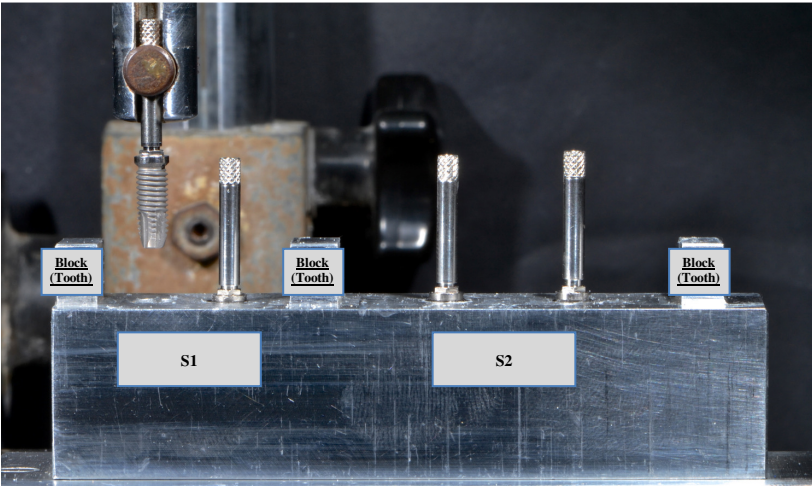


Fig. 1 Aluminium metal cast with installed implants and positioned with the aid of a surveyor. Note S1 e S2.

Four different types of transfer copings were used for molding and transferring the four external hexagon implants placed in the metal cast, forming the following groups (Figure 2):

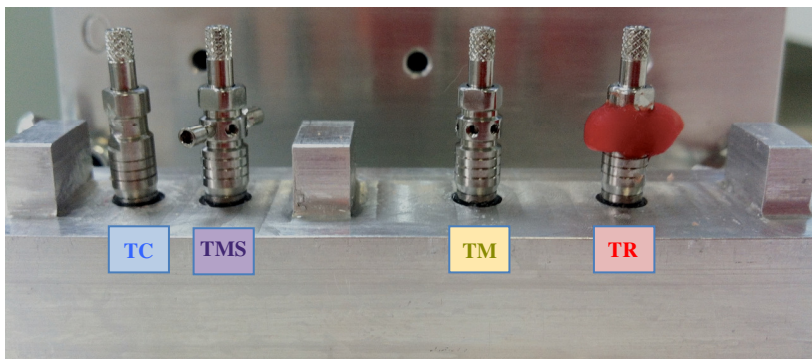


Fig. 2 Metal model cast with TC, TMP, TM e TR positioned and screwed onto the implants.

Groups

TC: Conventional Squared Transfer (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TMS: Modified Squared Transfer with Two Side Screws (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TM: Modified Squared Transfer Without the Side Screws (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TR: Squared Transfer (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) **Modified with Pattern Acrylic Resin** (GC AMERICA INC, Alsip, IL, USA).

Twenty metal cast implants transfer impression were performed involving the four types of transfer copings. The position of each transfer coping was determined by sortition, thereafter each transfer type participated 10 times in same situation (S1 and S2).

For all the impressions an aluminum single tray of standardized dimensions (100x35x30mm / 100x10x10mm metal rod) to adapt to the metallic cast was used (Figure 3)



Fig. 3 (A) Metallic model and master model with four external hexagon implants installed. (B) Tray seated in the model (C) Top handle on the tray undocked. (D) Metal tray removed metallic model.

The tray is designed with four holes on top to allow access and release the screws of transfers during the impression process. Also a bolted handle were added onto the tray upper portion to facilitate its handling, and two screws bolted in each side face to reduce mold friction and holding during removal of the tray.

Transfer Impression

The chosen material to perform the impression was polyvinyl siloxane (PVS)^(5,8,12,21) (Express XT, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota) slurry and thick paste. The technique used was the double printing single step,^(8,15) according to the manufacturer's recommendations. The PVS fluid was injected around the transfers and the tray was loaded with the thick paste. The handling of these materials was controlled with 30 seconds manipulation time for thick paste and the same for slurry injection. The amount of material used was only one measure of each folder dense PVS, and five injections of slurry loaded into the impression gun. After inserting the loaded tray and its complete seating on the basis of metallic cast, was waited 10 minutes polymerization time⁽⁵⁾ to disengage the tray. In the next step, the upper handle of the tray was removed, the bolt was unscrewed from each transfer of each implant on the metal cast, the two sides of the tray were uncoupled and the metal template is removed.

For all castings new analogues were attached (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil), and bolted to the prosthetic copings using a hexagonal wrench and manual torque. The analogue/transfer set adaptation was checked with an explorer n.05 (DUFLEX SS WHITE, RIO DE JANEIRO, BRAZIL) prior to final tightening of the job screw transfer. All fitting and bolting analogue to the transfer procedures were performed by a calibrated, single operator who was unaware of transfers types and positions that were being used in this research. The procedures were performed in a closed environment where temperature and relative humidity were controlled between 22 and 25°C.⁽⁸⁾

The casts pouring

The implants transferring impressions were casted with special plaster type IV (GC Fuji ® EP Rock, GC Europe, Leuven, Belgium), and the manipulation of the gypsum was performed manually with the amount of

material provided in 80g of powder to 16ml of distilled water according to manufacturer specifications. In this step a portable vibrator⁽²²⁾ that produces minimal interference from the vibration on the analogue, decreasing the influence of vibration on possible displacement of this. After a period of one hour setting time of the plaster, the plaster pattern was separated from the cast and stored at room temperature for at least 2 weeks prior to the assessment of misfit.^(5,8) All steps of impression, tooling and casting plaster were performed by a single operator.

Evaluation of the discrepancy of the position of analogs in the models

The assessments of change of position of the analogs on the plaster model, As well as the fidelity of reproduction of the implant position of metal cast, were performed by the difference (Δ) of three-dimensional measurements of each analog for their implants, represented by Δ : Δ vertical; Δ mesial-distal; Δ buccal-lingual; Δ rotational.

In partnership with the Metrology Laboratory of CERTI Foundation (CERTI, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil), the pieces were measured randomly by a technician blinded to the study metrology operator, enabled through a Coordinate Measuring Machine (MMC) (Mitutoyo, 3145 RC, RBC calibration certificate 6469/12, Mitutoyo, Tokyo, Japan). Prior to measurements, preparation pillars (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, Sao Paulo, Brazil) were installed - first on the metal model, and then on the plaster models (Figure 4).

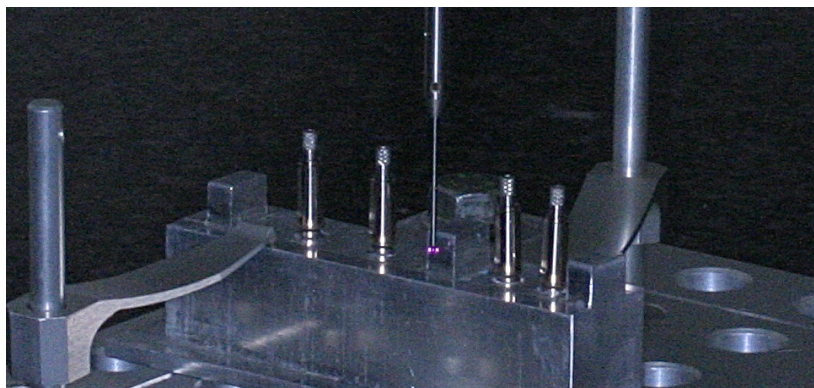


Fig. 4 Metallic model positioned in MMC. Measurements being performed by the ruby sphere.

To measure, a spherical probe ruby with diameter of 1.5 mm, calibrated MMC itself, which leveled the top plane of the metallic model with four points was used. The spherical probe also aligned two points

present one in each block designed at the end of the template forming a line (Figure 5). The measurement of heights and angles were determined by measuring the planes of the abutment and the top of its screw.

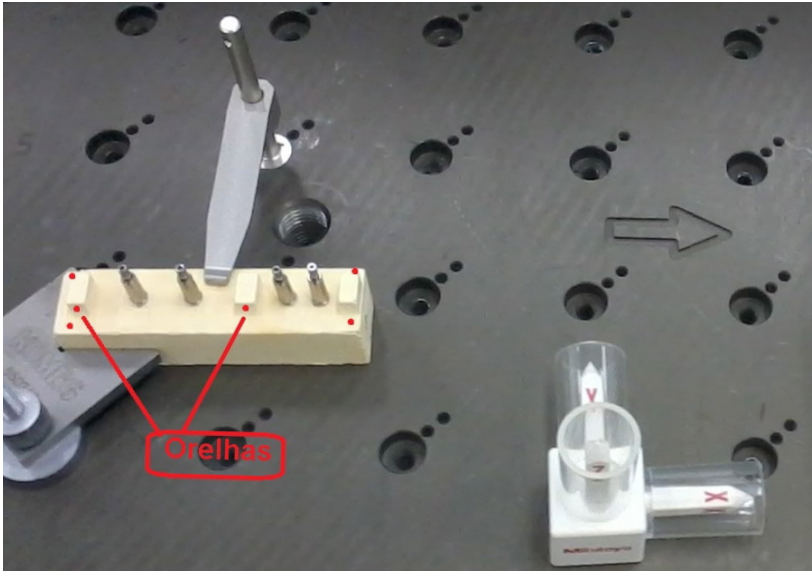


Fig. 5 Layout programmed by the MMC software to determine the points read by Ruby Ball.

The data records of the measurements were read by the machine software MMC and transcribed for measurement report in Excel (Microsoft Excel 2013, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA). In order to eliminate operator influence on the measurements, a device for fixing the parts that guaranteed the same position for all was used. Each implant position was recorded in 3 spatial coordinates. The differences were calculated by linear distances and angles of slopes, measuring the distortion of casting. The Laboratory of CERTI Foundation is accredited by INMETRO under the number 0034 CAL, modulated at a stable temperature (20 ± 0.5)°C and relative humidity of (50 ± 10)%.

STATISTICAL ANALYSIS AND RESULTS

Data were statistically analyzed with SPSS software (SPSS, version 21.0, IBM, USA). The independent variables group (1 to 4) and casting situation (1 and 2,) and the dependent variables Δ vertical, Δ mesial-distal, Δ buccal-lingual and Δ rotacional as described in Materials and Methods were considered.

Once confirmed the normality of data distribution using the Kolmogorov-Smirnov test and homogeneity of variances by Levene's test, analysis of variance (ANOVA) for the comparison between groups, separately, in S1 (Table 2) and S2 tests were performed (Table 3), with a confidence interval of 95%.

The results reported in Table 1 and Table 2 show that there is no statistical significant difference between groups at casting situation 1 for all dependent variables.

Table 1 –Descriptive Statistic and Analyses of Variance (ANOVA) between groups in S1

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δbl °(DP)	$\Delta rotac.$ °(DP)
TC(n=10)	0,014(0,06)a	-0,008(0,06)b	0,022(0,04)c	0,011(0,06)d
TMP(n=10)	0,274(0,89)a	-0,407(0,44)b	-0,34(0,51)c	-0,121(0,27)d
TM(n=10)	-0,102(0,29)a	-0,308(0,26)b	-0,262(0,33)c	-0,079(0,16)d
TR(n=10)	-0,923(3,22)a	-0,73(1,5)b	0,32(2,74)c	0,517(1,25)d

Different lowercase letters in column (between groups) denote statistically significant difference(p<0,05)

a-a, p=0,426; b-b, p=0,722; c-c, p=0,159; d-d, p=0,398

Table 2 - Descriptive Statistic and Analyses of Variance (ANOVA) between groups in S2

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δbl °(DP)	$\Delta rotac.$ °(DP)
TC(n=10)	-0,012(0,04)a	-0,021(0,05)b	0,025(0,07)c	0,036(0,05)d
TMP(n=10)	-0,380(0,48)a	-0,174(0,58)b	-0,114(0,64)c	-0,082(0,46)d
TM(n=10)	-0,287(0,30)a	-0,106(0,27)b	-0,089(0,37)c	-0,042(0,22)d
TR(n=10)	1,978(1,99)a	0,771(1,75)b	1,531(1,00)c	0,371(2,12)d

Different lowercase letters in column (between groups) denote statistically significant difference(p<0,05)

a-a, p=0,795; b-b, p=0,249; c-c, p=0,618; d-d, p=0,189

The comparison between casting situations for the different dependent variables was performed using Student's t test. Table 3 shows that

statistically significant differences were observed between casting situation in relation Δv ($p = 0.031$), and $\Delta \text{rotac.}$ ($p = 0.035$).

Table 3 - Descriptive and Statistical Analysis (Student's t test) between S1 and S2

	Δv mm(DP)	Δmd °(DP)	Δbl °(DP)	$\Delta \text{rotac.}$ °(DP)
S1 (n=40)	0,003(0,05) ^a	-0,285(0,56) ^c	-0,188(0,28) ^d	0,161(2,33) ^e
S2 (n=40)	0,024(0,05) ^b	-0,187(0,54) ^c	-0,131(0,29) ^d	1,163(1,81) ^f

Different lowercase letters in column (between situations) denote statistically significant differences ($p < 0.05$)

a-b, $p=0,031$; c-c, $p=0,429$; d-d, $p=0,371$; e-f, $p=0,035$

DISCUSSION

Faithful reproduction of the three-dimensional position of the implant on the plaster model allows fine and accurate adjustment of the prosthesis about to be made over this. The precision and refinement of the prosthetic lab work decreases clinical time settings of these works in the office,^(4,16) patient's chair time of treatment, and increases dentist's credibility, providing the finishing treatment with shorter consultations, fewer times. The objective of this research was to evaluate the results offered by the conventional technique that uses transferor for open tray (transferor Square) with the result generated with other types of modified copings. The aim of this research was to evaluate the results offered by using conventional open tray transfer (squared transfer) technique with the result generated with other types of modified copings.

In the present study, the experimental model was meticulously standardized. This included the use of a metal master cast in geometry format (rectangular block) in order to facilitate reproduction and measurement of three-dimensional position of the implants placed in this, and the plaster casts that were obtained from this. Also the use of a single tray, metallic and made especially for this purpose were standardized, a single type of impression material with standardized quantities and handling timed, fitting and tightening the analogues performed by a single operator blinded to the study, and the casts were poured with certain amounts of gypsum in measured time and controlled room temperature.

Another important step of this research was taking measurements of the parts of the sample. All measurements were performed in collaboration

with the laboratory of CERTI Foundation - Centre for Metrology and Instrumentation (CERTI, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil), through a program that uses MMC Computer Numeric Control (CNC). This program allows the simultaneous control of several axes enabling communication with the operator / MMC programme (MMC Metrologist Engineer licensed in the Brazilian Calibration Network - RBC-INMETRO and German Calibration Network - DKD) without this influencing the measurement.

The standardization proposal was to allow a careful evaluation of the distincts impression transfers without the interference of other related variables such as type of impression material; cast pouring; room temperature, quantity and material handling, multiple operators; teeth shape and others mouth anatomical structures, making it difficult to calibrate an accurate reference point.

The results of this study demonstrated that there is a little difference between the implants measurements in the master cast and the working cast analogues (verified by Δ s of the dependent variables - vertical displacement, horizontal displacement and rotational displacement). Although the different values are clinically acceptable in most circumstances,⁽¹¹⁾ a rotational movement of a transfer which changes analogue's position accuracy produces an inaccurate working cast,^(2,5,23) and the implant supported prosthetic crown about to be installed will be rotated and may not have a perfect fit with adjacent structures. From the aesthetic point of view it would be unacceptable, and might have variation in proximal contacts and occlusal adjustments.⁽²⁴⁾

Of the 20 comparisons made between each experimental group and master cast measurements, 10 simulated a situation where implant was installed between implant and tooth (S1),¹⁰ as another situation where the implant was adjacent to tooth edentulous spaces (S2). The ANOVA allowed to evaluate the behavior of different groups in situations 1 and 2, and demonstrated no statistically significant difference between groups for all dependent variables (Tables 1 and 2).

The studies which investigate the unitary implants working casts accuracy are scarce in the literature.^(16,18) In our research, we compared the different dependent variables between the two casting situations (S1 and S2) (Table 3). The results showed that there is a statistically significant difference for Δv ($p = 0.031$) and $\Delta rotac$. ($p = 0.035$), and that TC S2 is more favorable to present errors than S1. This result demonstrates that unitary implant supported prosthesis casting (without edentulous spaces around transfer) tends to produce smaller displacement of the analogue as compared to multiple prostheses (with edentulous space adjacent to the transfer).

The comparison of means was used to express if there is a significant difference between the different transfers, but the practical implication for the clinician to determine the best method and technique to record the position of a single implant depends on many variables. Although Group I has presented statistically significant differences for the variables height and rotation, most of the results of other groups demonstrated that the analogues have an abnormal distance from the occlusal plane reference, which indicates that the prosthesis will be more likely to be above or below occlusion. These results are consistent with other reported loss of vertical accuracy due to impression technique.⁽²⁴⁾ Related to rotational change, TC also showed statistically significant differences for situations 1 and 2.

The discrepancy of up to 30µm defended by Assif et al 1992 as the boundary between work be acceptable or not, and the average speed of 3 degrees, with a tolerance of 1.6 to 5.3 degrees of the transfer, may not be detected clinically.⁽²⁴⁾ However, the accumulation of errors existing in the different steps of the prosthesis manufacturing process⁽¹⁴⁾ leads us to believe that the system that decrease the chance of transfer moving and/or accidentally rotation inside the mold, provide ease of use and handling, and reduce chair time professional-patient will be more reliable and will bring advantages.

It is assumed that when the analogues are screwed to the squared transfers inside the impression material, these can be accidentally rotated.^(2,16,23) Although there is controversy in the literature about the best technique for using the transfer.^(5,6,10-12,17,23,25) It is believed that the operator (clinical) may have a lower chance of moving it into the mold if it presents a modification on the surface^(4,16) or a more retentive design.

A possible limitation of this study was to force removal of the tray at all impressions, that could have caused a transfer movement into the mold,⁽²³⁾ and then influenced the accuracy of the analogue in the plaster model. This occurred for all transfer, and although it may have caused an error in the analogue position, all groups were affected. It is also important to note that, although it is extensively researched, the best technique and impression material to obtain a model of faithful and accurate work, the literature is very controversial in determining and guiding the clinician the best choice for this. This may be explained by the different types of protocols and techniques used to assess this accurately.^(2,4-6,11,13,23,27) Therefore, the accuracy is described as acceptable based on the judgment of the clinician.

An ideal impression technique should provide excellent results while becoming easy to use, inexpensive and comfortable for the patient. The developed transfer can be a versatile method that could be used for single or multiple implants, well or badly positioned. Once you have modified your

connection to the implant platform, it can be applied in all implant systems. However, before final conclusions on the new design of the squared transfer, further studies may be required to evaluate whether the screws around this are sufficient to obtain more accurate working casts.

CONCLUSIONS

According to the results found in vitro in this study, it is concluded that:

- 1) Even under standard conditions, it was observed that reproduction of the exact position of the implant on the plaster model is almost impossible;
- 2) There was no statistically significant difference between the transfer copings for the two different impression situations;
- 3) Statistically, the type of the transfer coping has no influence in the accuracy of transfer impression for single tooth implants;
- 4) Conventional squared transfer, in S2, which there was greater amount of impression material, showed a change of position.

ACKNOWLEDGMENTS

This study was partially supported by the company Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, Brazil. The authors express special thanks to Professor Marco Antonio Martins Cavaco and CERTI Foundation staff and laboratory Labmetro - Marco Antonio Cavaco Martins, Mauricio Campos Porah, Vitor Camargo Nardelli, Mateus Dieckmann de Oliveira, Metrology Coordinator; Talles José de Oliveira, Technical Manager laboratory of Metrology; Girlei Fagundes Flores Junior, Technical Metrologist, for much assistance in aspects of the project including planning, implementation, support, helpful comments and laboratory equipments. The authors report that there is no conflicts of interests reported in this study.

REFERENCES

1. Al Quran FA, Rashdan BA, Abu Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int* 2012;43(2):119–25.
2. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS a, Frasca LCF, 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.

3. Yamamoto E, Marotti J, Campos TT De. Accuracy of Four Transfer Impression Techniques for Dental Implants : A Scanning Electron. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(6):1115-24.
4. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004 Nov;92(5):470–6.
5. Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 2010;23(6):525–8.
6. Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(2):218–25.
7. Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont* 2008;17(8):641–7.
8. De Avila ED, Barros LAB, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo FDA. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):268–74.
9. Howell KJ, Mcglumphy MSEA, Drago C, Knapik MSG. Comparison of the Accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and Conventional Implant Impression Techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:228–240.
10. Wee a G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000 Mar;83(3):323–31.
11. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;Feb;89(2):186–92.

12. Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo FDA. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(4):715–21.
13. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FDA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:226–36.
14. Mpikos P, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarliis G, Koidis P. The Effect of Impression Technique and Implant Angulation on the Impression Accuracy of External-and Internal-Connection Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(6):1422–8.
15. 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* 2008;99(2):107–13.
16. Stimmelmayr M, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig* 2013;17(8):1929–35.
17. Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Sh T, Jallalian F, et al. Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 ° Angled Implants. *J Dent (Shiraz)* 2013;14(3):96–102.
18. Hsu C-C, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588–93.
19. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000 May;83(5):562–6.
20. Wegner K, Dent M, Weskott K, Zenginel M. Effects of Implant System, Impression Technique, and Impression Material on Accuracy of the Working Cast. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:989–95.

21. Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L. The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. *J Prosthet Dent* 2012;108(4):238–43.
22. Moon MG and McIntosh MJ. Necessary modification of the nonrotational tapered impression coping of the EsthetiCone system. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):229–30.
23. Andrade PCAR de, Luthi LF, Stanley K, Cardoso AC. A new portable vibrator for plaster pouring: effect on the marginal fit at cylinder-abutment. *J Appl Oral Sci* 2011;20(5):517–21.
24. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001;14(2):152–8.
25. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth J-F, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig* 2012;16(4):1137–42.
26. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent* 2007;16(2):187–94.
27. Ongül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J* 2012;57(2):184–9.

CAPÍTULO IV

1. BIBLIOGRAFA CONSULTADA

Assif D., Fenton A., Zarb G, Schmidt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. **Int J Periodont Rest Dent** 1992;12:113-21.

Assunção WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. **J Prosthodont** 2008;17(8):641–7.

Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Jallalian F, Jalalian S. Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15° Angled Implants. **J Dent Shiraz Univ Med Sci** 2013;14(3), 96–102.

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

De Avila ED, Barros LAB, Del'Acqua MA, Castanharo SM, & Mollo FDA. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. **J Prosthodont Res** 2013;57(4), 268–74.

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

Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo FDA. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2010;25(4), 715–21.

Al Quran FA, Rashdan BA, Abu Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. **Quintessence Int** 2012;43(2), 119–125.

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

Howell KJ, Mcglumphy MSEA, Drago C, Knapik MSG. Comparison of the Accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and Conventional

Implant Impression Techniques. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2013;28:228–240.

Humphries R.M., Yaman P., Bloem T.J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1990;5:331–36.

Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J Prosthet Dent** 1993;69:588–593.

Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three techniques for osseointegrated oral implants. **J Prosthet Dent** 1993;69:503–9.

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** 2008;99(2), 107–13.

Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L. The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. **J Prosthet Dent** 2012;108(4), 238–43.

Lorenzoni M. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the frialit-2 system. **J Oral Rehabil** 2000;27(7):629–38

Moon MG and McIntosh MJ. Necessary modification of the nonrotational tapered impression coping of the EsthetiCone system. **J Prosthet Dent** 1997;77(2):229–30.

Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. **Int J Prosthodont** 2010;23(6):525–8.

Mpikos P, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The Effect of Impression Technique and Implant Angulation on the Impression Accuracy of External-and Internal-Connection Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2012;27(6):1422–8.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, 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.

Ongül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. **Aust Dent J** 2012;57(2):184–9.

Phillips KM, Nicholls J, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: a 3-dimensional analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9:533-40.

Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. **Clin Implant Dent Relat Res** 2012;14(2):218–25.

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

Spector MR, Donovan TE, Nichols JJ: An evaluation of impression techniques from osseointegrated implants. **J Prosthet Dent** 1990;63:444-47.

Stimmelmayr M, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. **Clin Oral Investig**2013;17(8):1929–35.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. **J Prosthet Dent**2004;92(5),470–6.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. **J Prosthet Dent**2000;83(5),562–6.

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.

Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. **J Prosthet Dent** 2000;83(3),323–31.

Wegner K, Dent M, Weskott K, Zengin M. Effects of Implant System, Impression Technique, and Impression Material on Accuracy of the Working Cast. **Int J Oral Maxillofac Implants**2013;28, 989–995.

Yamamoto E, Marotti J, Campos TT. Accuracy of Four Transfer Impression Techniques for Dental Implants: A Scanning Electron Microscopic Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**2010;25:115-1124.

CAPÍTULO V

1. METODOLOGIA EXPANDIDA

Um modelo mestre metálico retangular medindo 83.0x20.0x27.0mm foi fabricado em alumínio, e 3 blocos de dimensões 5.0x7.0x10.0mm foram projetados do mesmo representando dentes. A disposição dos blocos simulou duas situações (S1 e S2) de espaço 3D envolvendo dente (bloco) e implante. Quatro implantes hexágono externo (Master Porous 3.75x10.0mm, Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) foram instalados no modelo metálico em sítios de 5.0x10.0mm de diâmetro, previamente fresados e preenchidos com resina acrílica incolor autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo, SP). Os implantes foram posicionados e inseridos paralelamente nas perfurações com o auxílio de um delineador. A figura 1 mostra o preparo do modelo metálico no momento da instalação do quarto implante, e as situações S1 e S2 criadas no modelo. Observar na figura o nível da plataforma dos implantes mantido acima do plano metálico do modelo.

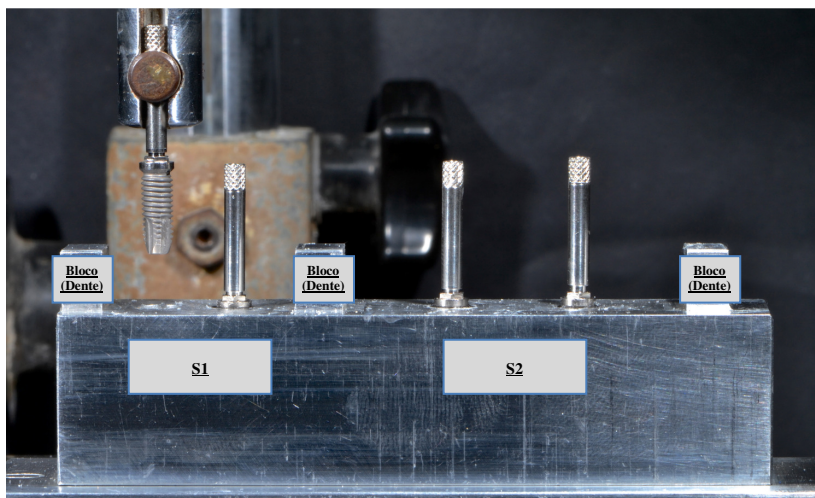


Fig. 1. Modelo metálico fabricado em alumínio com implantes instalados através do auxílio de um delineador. Observar S1 e S2.

Quatro tipos diferentes de transferentes foram utilizados para moldar e transferir a posição dos quatro implantes fixados no modelo metálico. Dentre estes, dois foram transferentes modificados com desenho inovador, desenvolvidos com o intuito de aumentar a precisão da moldagem de transferência. Os transferentes foram preparados e utilizados formando os seguintes grupos (Figura 2):

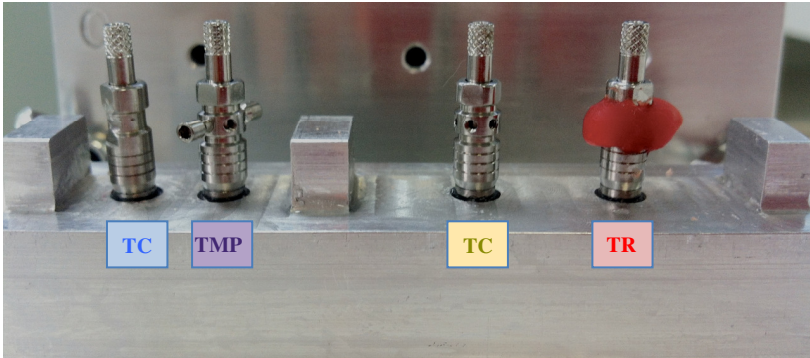


Fig. 2. Modelo metálico com os transferentes dos grupos TC, TMP, TM e TR posicionados e parafusados sobre os implantes.

GRUPOS

TC: Transferente Quadrado Convencional (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil): transferente quadrado convencional para moldeira aberta.

TMP: Transferente Quadrado Modificado Com Dois Parafusos Laterais Parafusados (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TM: Transferente Quadrado Modificado Sem os Parafusos Laterais (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil);

TR: Transferente Quadrado Convencional (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) **Com Resina Acrílica Pattern** (GC AMERICA INC, Alsip, IL, USA).

TRANSFERENTES MODIFICADOS

Novo Transferente Quadrado Com e Sem Parafusos Laterais

A presente invenção trata de uma peça inovadora, produzida em material titânio, que apresenta seis orifícios com roscas confeccionados na parede lateral do transferente quadrado convencional, nos quais parafusos específicos podem ser parafusados (Figura 6).



Fig. 6. Novo Transferente Quadrado com Dois Parafusos Laterais.

A inclusão dos orifícios e dos parafusos laterais visam aumentar a retenção e a aderência deste dispositivo dentro do material de moldagem, evitando que ele rotacione ou se movimente em qualquer sentido e direção quando as etapas de moldagem e produção do modelo de gesso estão sendo realizada.

O uso do transferente segue os seguintes passos:

Para facilitar o seu uso pelos dentistas, uma vez identificada a posição das faces do hexágono do implante em relação às estruturas adjacentes a ele (dente vizinho, sulco periimplantar mesial, central, distal), os parafusos poderão ser previamente parafusados nos respectivos orifícios laterais, formando, junto com o corpo do transferente, um pilar com “hélices”. A figura 7 exemplifica os orifícios com roscas e um parafuso lateral instalado.

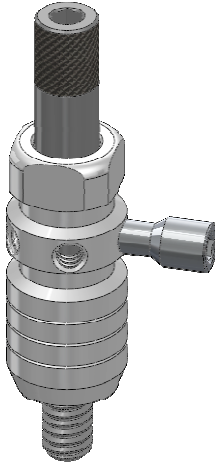


Fig. 7. Novo Transferente Quadrado com um parafuso lateral. Observar orifício com roscas.

Um aspecto importante a ser destacado, que facilita e agiliza em muito o uso deste transferente, é a posição de cada orifício correspondendo, sempre, a uma das seis faces do hexágono interno da base do transferente. A Figura 8 representa o transferente com os seis parafusos instalados nas seis possíveis posições. O hexágono desenhado é apenas uma representação das posições dos orifícios nos transferentes.

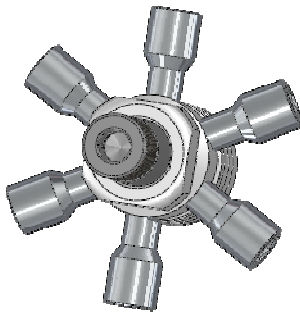


Fig. 8. Transferente com seis parafusos instalados nas seis possíveis posições.

O primeiro passo para a instalação e uso do transferente é instalar o primeiro parafuso lateral, conforme mostrado na figura 1, e identificar o segundo orifício que terá, também, um parafuso instalado. Dependendo do espaço que houver ao redor do implante instalado, mais de 2 parafusos poderão ser instalados, aumentando ainda mais a retenção e estabilidade do transferente durante as etapas de moldagem e

fabricação do modelo de gesso. Com os parafusos laterais instalados, o conjunto é encaixado no implante que está instalado em boca e fixado pelo parafuso maior que acompanha o transferente. A figura 9 mostra um transferente seccionado evidenciando este parafuso.

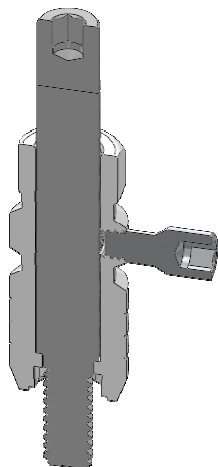


Fig. 9. Transferente seccionado evidenciando o parafuso de trabalho e o lateral.

Quando o transferente está instalado, e o parafuso do mesmo devidamente apertado, a etapa seguinte inicia com a inserção de material de moldagem fluido ao redor do transferente e em toda a região do implante a ser moldada. Ao mesmo tempo, um auxiliar do cirurgião-dentista prepara a moldeira com material denso de moldagem. A moldeira é levada em boca e o processo de polimerização do material de moldagem ocorre. Para a remoção do molde, o cirurgião-dentista desparafusa previamente o transferente do implante (girando no sentido anti-horário o parafuso do transferente) e o conjunto é arrastado dentro do material de moldagem, com a moldeira. O molde fora da boca precisa receber o análogo do implante para depois ser vazado. O material de escolha para o vazamento do molde é o gesso especial tipo IV.

Transferente Quadrado Com Resina Acrílica

Uma técnica bastante utilizada no universo da implantodontia consiste no acréscimo de resina acrílica ao redor do transferente criando uma hélice neste componente. A “hélice” ajuda o transferente se estabilizar e fixar dentro do material de moldagem. Modelos produzidos

com transferentes personalizados pelo acréscimo de resina acrílica costumam produzir trabalhos mais precisos e perfeitos.

O desenho da “hélice” está cada vez mais consagrado na odontologia clínica, e o transferente aqui desenvolvido reproduz esta intenção: acrescentar parafusos laterais para evitar, ou mesmo impedir a rotação e qualquer outra movimentação daquele quando manipulado com outros materiais.

Moldagem de transferência

Os transferentes foram moldados e transferidos 20 vezes, porém suas posições foram variadas de tal forma que cada transferente participou 10 vezes de uma mesma situação (S1 e S2).

Para a padronização das moldagens foi confeccionada uma moldeira única, em alumínio, de dimensões padronizadas (100x35x30mm /100x10x10mm haste metálica) para adaptar ao modelo metálico (Figura.3).

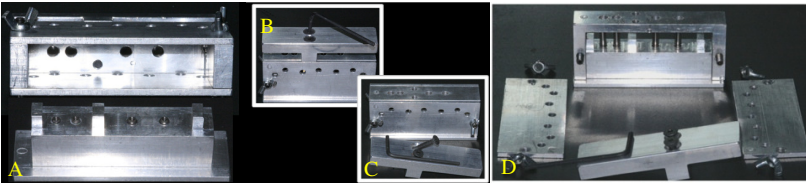


Fig. 3. Moldeira metálica e modelo mestre com quatro implantes hexágono externo instalados (A). Moldeira assentada no modelo (B). Alça superior da moldeira desencaixada (C). Moldeira metálica desmontada (D).

A moldeira foi desenhada com quatro orifícios na parte superior para permitir acesso e liberar os parafusos dos transferentes durante o processo de moldagem. Também foram acrescentados uma alça parafusada sobre a parte superior da mesma para facilitar a sua manipulação, e duas roscas parafusadas em cada face lateral para diminuir o atrito e a retenção do molde durante a remoção da moldeira.

Para as moldagens de transferência dos implantes o material escolhido foi o polivinil siloxano (PVS) (5,8,12,21) (Express XT, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota) pasta fluída e pasta densa. A técnica utilizada foi da dupla impressão em passo único,(8,15) de acordo com as recomendações do fabricante. O PVS fluído foi injetado ao redor dos transferentes [Figura 10 (A)] e a moldeira carregada com a pasta densa [Figura 10 (B)].

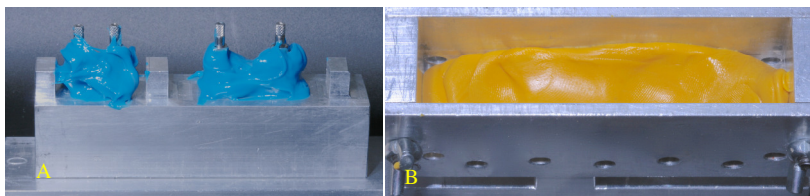


Fig. 10. Modelo metálico com PVS fluido injetado ao redor dos transferentes (A). Moldeira metálica carregada com PVS denso (B).

A manipulação destes materiais foi controlada com tempo de 30 segundos para a manipulação da pasta densa e o mesmo tempo para a injeção da pasta fluida. A quantidade de material utilizada se limitou a 1 medida de cada pasta do PVS denso, e 5 injeções da pasta fluida carregada na pistola, por moldagem. Após a inserção da moldeira carregada e assentamento completo da mesma sobre a base do modelo metálico [Figura 11 (A)], aguardou-se o tempo de polimerização de 10 minutos⁽⁵⁾ para desencaixe da moldeira. Na etapa seguinte, a alça superior da moldeira foi removida, o parafuso de cada transferente foi desparafusado de cada implante do modelo metálico, as duas faces laterais da moldeira foram desacopladas [Figura 11 (B)], e o modelo metálico foi removido.

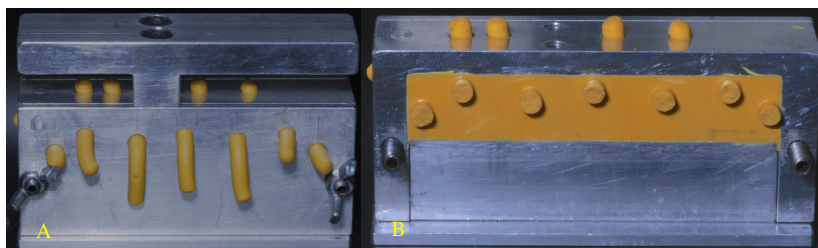


Fig. 11. Assentamento completo da moldeira carregada com silicone de adição pasta densa sobre o modelo metálico (A). Alça superior da moldeira removida e faces laterais da moldeira desacopladas (B).

Para todos os moldes foram encaixados análogos novos (Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil), e parafusados aos transferentes usando uma chave protética hexagonal e torque manual. A adaptação do conjunto análogo-transferente foi verificada com explorador n.05 (DUFLEX SS WHITE, RIO DE JANEIRO, BRASIL) previamente ao aperto final do parafuso de trabalho do transferente.

Vazamento dos moldes

As moldagens de transferência dos implantes foram vazadas com gesso especial tipo IV (GC Fuji Rock® EP; GC Europe, Leuven, Belgium), e a manipulação do gesso foi realizada manualmente com a quantidade de material proporcionada em 80g de pó para 16ml de água destilada, conforme as especificações do fabricante. Nesta etapa foi utilizado um vibrador portátil⁽²²⁾ que produz mínima interferência da vibração sobre o análogo, diminuindo a influência da vibração no possível deslocamento deste. Após o período de 1 hora do tempo de presa do gesso, o modelo de gesso foi separado do molde e armazenado em temperatura ambiente por no mínimo 2 semanas antes da avaliação do desajuste.^(5,8) Todas as etapas de moldagem, espátulação e vazamento do gesso foram realizadas por um único operador.

Avaliação da discrepância da posição dos análogos nos modelos

As avaliações de alteração da posição dos análogos no modelo de gesso, bem como a fidelidade de reprodução da posição do implante do modelo metálico, foram realizadas através da diferença (Δ) das medições tridimensionais de cada análogo para as dos respectivos implantes, representados pelos deltas (Δ s): Δ vertical; Δ mésio-distal; Δ vestíbulo-lingual; Δ rotacional.

Todas as medições foram realizadas no laboratório de Metrologia da Fundação CERTI - Centro de Metrologia e Instrumentação (CERTI, UFSC, Florianópolis, SC, Brazil), e as peças foram medidas randomicamente por um operador técnico metrologista, habilitado, cego ao estudo através de uma Máquina de Medição por Coordenadas (MMC) (Mitutoyo, RC 3145, certificado de calibração RBC 6469/12, Mitutoyo, Tokyo, Japão). A MMC utiliza um programa de Controle Numérico Computadorizado (CNC) que permite o controle simultâneo de vários eixos da máquina através de números, e possibilita a comunicação com o operador/programador da MMC (Engenheiro Metrologista credenciado na Rede Brasileira de Calibração – RBC-INMETRO e na Rede Alemã de Calibração – DKD) sem que este influencie a medição.

Para a realização das medições, previamente foram instalados pilares de preparo (Munhão Universal de hexágono externo 3,75mm, Conexão, Conexão Sistemas de Próteses, Inc, São Paulo, Brazil) – primeiramente no modelo metálico e, após, nos modelos de gesso (Figuras 12 e 13).

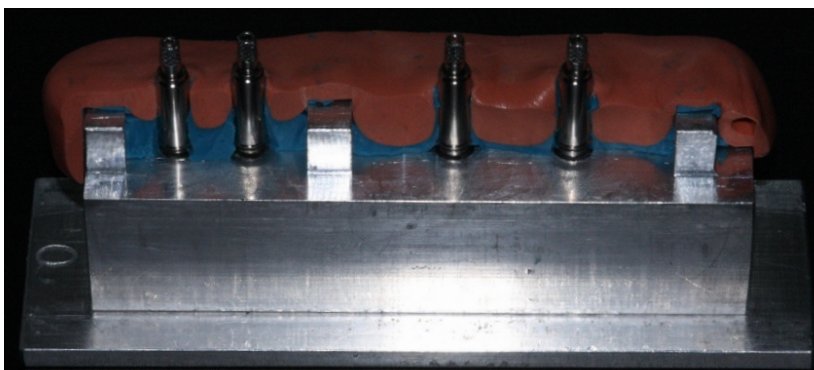


Fig. 12 Pilares de preparo instalados nos implantes do modelo metálico.

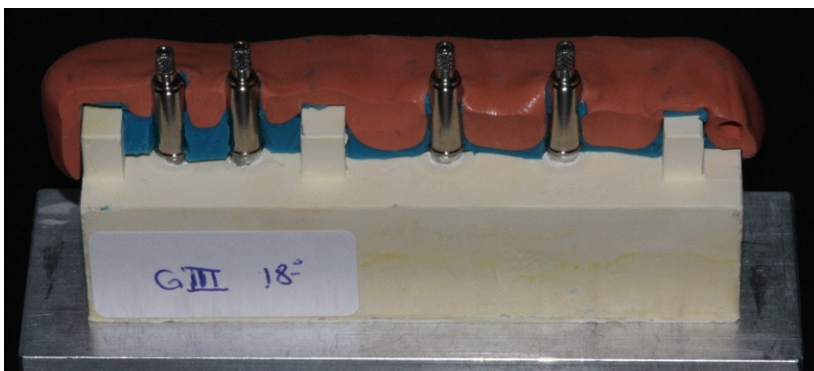


Fig. 13 Pilares de preparo instalados nos análogos do modelo de gesso.

Para medição foi utilizado um apalpador esférico de rubi com diâmetro de 1,5 mm (Figura 4), calibrado na própria MMC, que nivelou o plano superior do modelo metálico em quatro pontos.

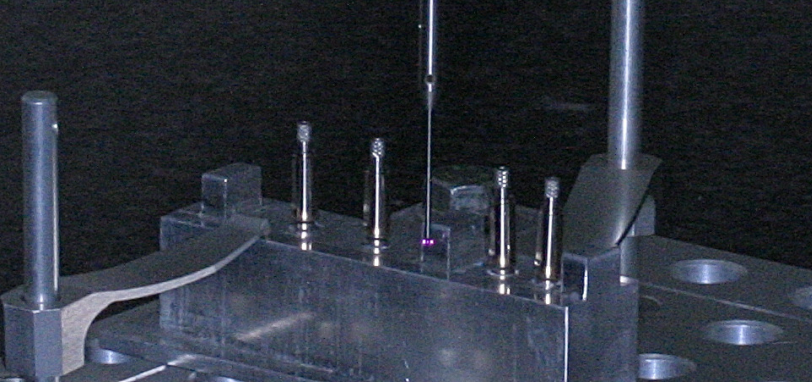


Fig 4 Modelo metálico posicionado na MMC. Mensurações sendo realizadas pela esfera de Rubi.

O apalpador esférico também alinhou dois pontos presentes em cada bloco da extremidade do modelo formando uma linha (Figura 5).

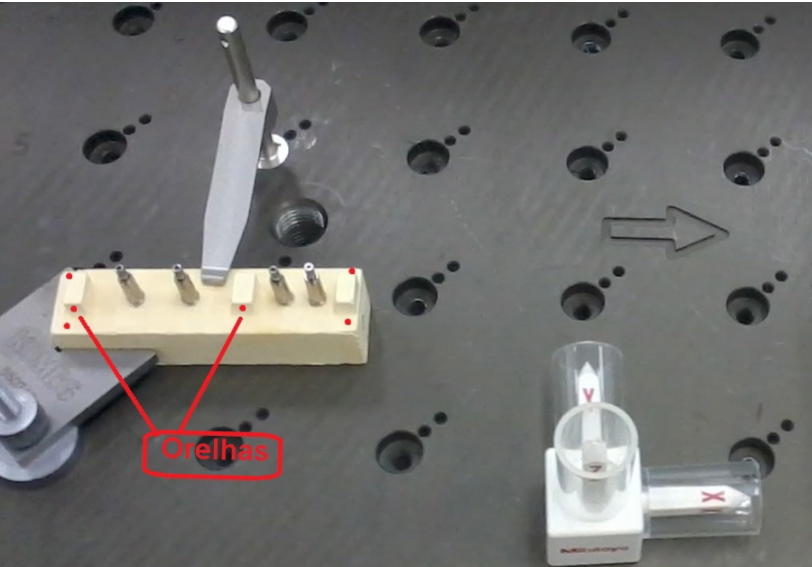



Fig. 5 Esquema programado pelo software da MMC para determinar os pontos lidos pela esfera de Rubi.

As medidas das alturas e dos ângulos foram determinadas através da medição dos planos do pilar e do topo do parafuso de trabalho do mesmo. Os dados dos registros das medições foram lidos pelo software da máquina MMC e transcritos para o relatório de medição no programa


Excel (Microsoft Excel 2013, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA). Para eliminar a influência do operador nas medições foi utilizado um dispositivo para fixação das peças que garantiu a mesma posição para todas.

Cada posição do implante foi registrada em 3 coordenadas espaciais. As diferenças foram calculadas pelas distâncias lineares e ângulos das inclinações, mensurando a distorção da moldagem. O Laboratório da Fundação CERTI está acreditado pelo INMETRO sob o número CAL 0034, modulado em uma temperatura estável ($20 \pm 0,5$)°C e umidade relativa de (50 ± 10)%.

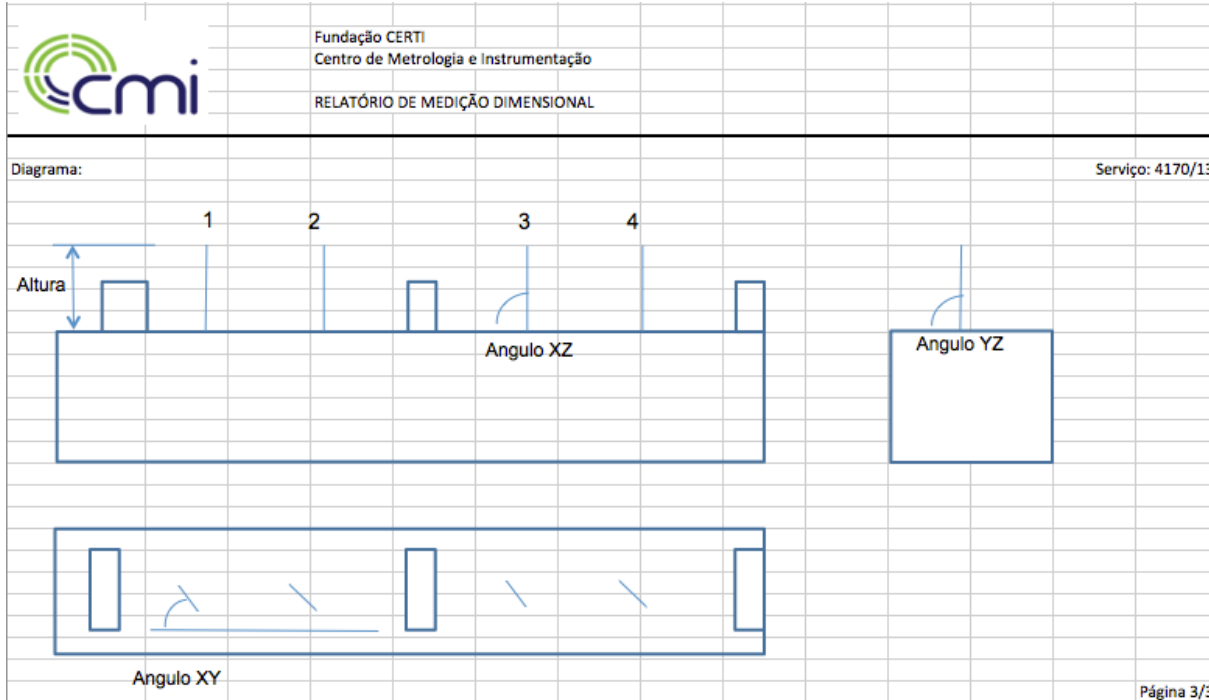
2. APÊNDICE I - Relatório de medição pela MMC– modelos 1 a 13

		Fundação CERTI												
		Centro de Metrologia e Instrumentação												
RELATÓRIO DE MEDIÇÃO DIMENSIONAL														
													Serviço: 4170/13	
Técnico:	Girlei Fagundes Junior				Revisor:	Talles José de Oliveira								
Peça:	Implantes odontológicos				Padrão utilizado:	Máquina de Medição por Coordenadas Mitutoyo								
Data:	09/09/2013				Incerteza máquina:	U = 0,004 mm								
Peça	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
Altura pino 1	17,797	17,842	17,763	17,763	17,752	17,839	17,760	17,804	17,836	17,792	17,784	17,817	17,811	
Altura pino 2	17,638	17,756	17,598	17,770	17,586	17,771	17,668	17,754	17,767	17,582	17,694	17,681	17,736	
Altura pino 3	17,433	17,551	17,430	17,582	17,403	17,572	17,469	17,545	17,564	17,525	17,518	17,493	17,554	
Altura pino 4	17,390	17,391	17,409	17,406	17,415	17,407	17,415	17,388	17,449	17,373	17,418	17,375	17,457	
Ângulo XY 1	32,925	31,560	32,719	32,010	31,753	30,947	32,627	31,654	33,003	31,180	31,401	32,851	32,588	
Ângulo XY 2	26,289	28,450	29,394	29,132	28,735	28,017	26,253	27,469	25,826	28,769	29,684	27,097	27,845	
Ângulo XY 3	31,769	29,925	32,023	31,123	31,381	30,850	28,565	31,109	30,782	31,395	33,938	32,741	32,407	
Ângulo XY 4	26,460	27,682	25,685	27,218	25,309	29,630	23,535	29,375	25,914	26,989	27,024	24,501	26,722	
Ângulo YZ 1	89,209	88,819	88,792	88,545	89,595	88,983	89,108	88,898	89,385	88,627	88,900	88,777	89,027	
Ângulo YZ 2	89,627	89,259	89,907	89,585	89,948	89,641	89,948	89,910	89,046	89,776	89,326	89,607	89,596	
Ângulo YZ 3	87,818	88,177	88,357	88,702	88,264	88,542	88,767	88,797	88,513	88,408	88,645	88,083	88,315	
Ângulo YZ 4	91,357	91,430	91,335	91,690	91,842	92,076	91,263	92,067	91,534	91,796	91,782	92,252	91,468	
Ângulo XZ 1	88,778	88,078	88,120	87,673	89,345	88,303	88,607	88,213	89,054	87,732	88,199	88,106	88,477	
Ângulo XZ 2	89,245	88,632	89,834	89,256	89,905	89,325	89,895	89,826	88,030	89,591	88,818	89,233	89,236	
Ângulo XZ 3	86,480	86,835	87,374	87,851	87,156	87,559	87,736	88,007	87,504	87,392	87,987	87,020	87,346	
Ângulo XZ 4	92,724	92,725	92,775	93,283	93,891	93,646	92,897	93,669	93,155	93,524	93,491	94,931	92,915	

3. APÊNDICE II - RELATÓRIO DE MEDIÇÃO PELA MMC –MODELOS 14 a 20 e METÁLICO

		Fundação CERTI							
		Centro de Metrologia e Instrumentação							
		RELATÓRIO DE MEDIÇÃO DIMENSIONAL							
Serviço: 4170/13									
Peça	14	15	16	17	18	19	20	Al	
Altura pino 1	17,819	17,804	17,782	17,740	17,817	17,808	17,787	17,806	
Altura pino 2	17,720	17,733	17,681	17,569	17,684	17,739	17,710	17,729	
Altura pino 3	17,539	17,549	17,470	17,390	17,491	17,431	17,559	17,528	
Altura pino 4	17,369	17,485	17,396	17,383	17,413	17,354	17,411	17,375	
Ângulo XY 1	29,510	29,600	31,659	30,675	33,406	25,718	33,465	30,611	
Ângulo XY 2	33,570	26,709	24,391	27,403	27,175	28,269	28,942	26,597	
Ângulo XY 3	29,738	30,930	21,511	30,040	33,082	32,285	30,327	29,856	
Ângulo XY 4	26,075	24,839	26,939	27,007	26,540	31,180	29,551	27,527	
Ângulo YZ 1	88,863	88,688	89,300	88,484	89,047	88,846	89,015	89,054	
Ângulo YZ 2	89,085	89,092	89,260	89,782	89,319	89,764	89,742	89,714	
Ângulo YZ 3	88,402	88,489	88,217	88,457	87,872	88,533	88,753	88,547	
Ângulo YZ 4	91,674	91,451	91,565	91,547	91,886	91,915	91,895	91,925	
Ângulo XZ 1	87,991	87,691	88,864	87,446	88,556	87,605	88,509	88,402	
Ângulo XZ 2	89,018	88,196	88,368	89,580	88,674	89,561	89,534	89,428	
Ângulo XZ 3	87,205	87,479	85,483	87,333	86,735	87,678	87,869	87,469	
Ângulo XZ 4	93,418	93,133	93,077	93,033	93,771	93,162	93,339	93,690	
Página 2/3									

4. APÊNDICE III - DIAGRAMA DO MODELO METÁLICO PARA ANÁLISE NA MMC



5. APÊNDICE IV - VALORES ABSOLUTOS E DE Δ PARA TC

Espécime	Grupo	Situação	Altura	Ang XY	Ang YZ	Ang XZ	Altura	Ang XY	Ang YZ	Ang XZ	Δaltura	ΔAng XY	Δang YZ	Δang XZ	Δaltura	ΔAng XY	Δang YZ	Δang XZ
1	1	1 B5	B9	B13	B17	17,390	26,460	91,357	92,724	B5-V5	B9-V9	B13-V13	B17-V17	0,015	-1,067	-0,569	-0,966	
2	1	1 F5	F9	F13	F17	17,415	25,309	91,842	93,891	F5-V5	F9-V9	F13-V13	F17-V17	0,040	-2,218	-0,083	0,201	
3	1	1 I5	I9	I13	I17	17,388	29,375	92,067	93,669	I5-V5	I9-V9	I13-V13	I17-V17	0,013	1,848	0,142	-0,021	
4	1	1 M5	M9	M13	M17	17,375	24,501	92,252	94,931	M5-V5	M9-V9	M13-V13	M17-V17	0,000	-3,026	0,326	1,241	
5	1	1 N5	N9	N13	N17	17,457	26,722	91,468	92,915	N5-V5	N9-V9	N13-V13	N17-V17	0,082	-0,805	-0,457	-0,775	
6	1	1 D4	D8	D12	D16	17,430	32,023	88,357	87,374	D4-V4	D8-V8	D12-V12	D17-V17	-0,098	2,168	-0,190	-0,915	
7	1	1 H4	H8	H12	H16	17,469	28,565	88,767	87,736	H4-V4	H8-V8	H12-V12	H16-V16	-0,059	-1,290	0,221	0,267	
8	1	1 P4	P8	P12	P16	17,549	30,930	88,489	87,479	P4-V4	P8-V8	P12-V12	P16-V16	0,021	1,075	-0,057	0,010	
9	1	1 Q4	Q8	Q12	Q16	17,470	21,511	88,217	85,483	Q4-V4	Q8-V8	Q12-V12	Q16-V16	-0,058	-8,345	-0,329	-1,986	
10	1	1 T4	T8	T12	T16	17,431	32,285	88,533	87,678	T4-V4	T8-V8	T12-V12	T16-V16	-0,097	2,430	-0,013	0,209	
1	1	2 G3	G7	G11	G15	17,771	28,017	89,641	89,325	G3-V3	G7-V7	G11-V11	G15-V15	0,043	1,420	-0,073	-0,104	
2	1	2 L3	L7	L11	L15	17,694	29,684	89,326	88,818	L3-V3	L7-V7	L11-V11	L15-V15	-0,034	3,088	-0,388	-0,611	
3	1	2 O3	O7	O11	O15	17,720	33,570	89,085	89,018	O3-V3	O7-V7	O11-V11	O15-V15	-0,009	6,973	-0,629	-0,410	
4	1	2 S3	S7	S11	S15	17,684	27,175	89,319	88,674	S3-V3	S7-V7	S11-V11	S15-V15	-0,044	0,578	-0,395	-0,754	
5	1	2 U3	U7	U11	U15	17,710	28,942	89,742	89,534	U3-V3	U7-V7	U11-V11	U15-V15	-0,018	2,345	0,028	0,106	
6	1	2 C2	C6	C10	C14	17,842	31,560	88,819	88,078	C2-V2	C6-V6	C10-V10	C14-V14	0,036	0,949	-0,235	-0,324	
7	1	2 E2	E6	E10	E14	17,763	32,010	88,545	87,673	E2-V2	E6-V6	E10-V10	E14-V14	-0,044	1,400	-0,510	-0,729	
8	1	2 J2	J6	J10	J14	17,836	33,003	89,385	89,054	J2-V2	J6-V6	J10-V10	J14-V14	0,030	2,393	0,331	0,652	
9	1	2 K2	K6	K10	K14	17,792	31,180	88,627	87,732	K2-V2	K6-V6	K10-V10	K14-V14	-0,015	0,570	-0,428	-0,671	
10	1	2 R2	R6	R10	R14	17,740	30,675	88,484	87,446	R2-V2	R6-V6	R10-V10	R14-V14	-0,066	0,064	-0,570	-0,956	

6. APÊNDICE V - VALORES ABSOLUTOS E DE Δ PARA TMP

1	2	1 C5	C9	C13	C17	17,391	27,682	91,430	92,725	C5-V5	C9-V9	C13-V13	C17-V17	0,015	0,154	-0,495	-0,965
2	2	1 E5	E9	E13	E17	17,406	27,218	91,690	93,283	E5-V5	E9-V9	E13-V13	E17-V17	0,031	-0,310	-0,235	-0,407
3	2	1 J5	J9	J13	J17	17,449	25,914	91,534	93,155	J5-V5	J9-V9	J13-V13	J17-V17	0,073	-1,613	-0,391	-0,535
4	2	1 K5	K9	K13	K17	17,373	26,989	91,796	93,524	K5-V5	K9-V9	K13-V13	K17-V17	-0,002	-0,538	-0,129	-0,166
5	2	1 R5	R9	R13	R17	17,383	27,007	91,547	93,033	R5-V5	R9-V9	R13-V13	R17-V17	0,008	-0,520	-0,378	-0,657
6	2	1 B4	B8	B12	B16	17,433	31,769	87,818	86,480	B4-V4	B8-V8	B12-V12	B16-V16	-0,095	1,913	-0,728	-0,989
7	2	1 F4	F8	F12	F16	17,403	31,381	88,264	87,156	F4-V4	F8-V8	F12-V12	F16-V16	-0,125	1,526	-0,282	-0,313
8	2	1 I4	I8	I12	I16	17,545	31,109	88,797	88,007	I4-V4	I8-V8	I12-V12	I16-V16	0,017	1,254	0,250	0,538
9	2	1 M4	M8	M12	M16	17,493	32,741	88,083	87,020	M4-V4	M8-V8	M12-V12	M16-V16	-0,035	2,885	-0,464	-0,449
10	2	1 N4	N8	N12	N16	17,554	32,407	88,315	87,346	N4-V4	N8-V8	N12-V12	N16-V16	0,027	2,552	-0,232	-0,123
1	2	2 D3	D7	D11	D15	17,598	29,394	89,907	89,834	D3-V3	D7-V7	D11-V11	D15-V15	-0,131	2,797	0,193	0,406
2	2	2 H3	H7	H11	H15	17,668	26,253	89,948	89,895	H3-V3	H7-V7	H11-V11	H15-V15	-0,061	-0,344	0,234	0,467
3	2	2 P3	P7	P11	P15	17,733	26,709	89,092	88,196	P3-V3	P7-V7	P11-V11	P15-V15	0,005	0,112	-0,622	-1,232
4	2	2 Q3	Q7	Q11	Q15	17,681	24,391	89,260	88,368	Q3-V3	Q7-V7	Q11-V11	Q15-V15	-0,047	-2,206	-0,454	-1,060
5	2	2 T3	T7	T11	T15	17,739	28,269	89,764	89,561	T3-V3	T7-V7	T11-V11	T15-V15	0,011	1,672	0,050	0,133
6	2	2 G2	G6	G10	G14	17,839	30,947	88,983	88,303	G2-V2	G6-V6	G10-V10	G14-V14	0,032	0,336	-0,072	-0,099
7	2	2 L2	L6	L10	L14	17,784	31,401	88,900	88,199	L2-V2	L6-V6	L10-V10	L14-V14	-0,023	0,791	-0,154	-0,204
8	2	2 O2	O6	O10	O14	17,819	29,510	88,863	87,991	O2-V2	O6-V6	O10-V10	O14-V14	0,013	-1,101	-0,191	-0,411
9	2	2 S2	S6	S10	S14	17,817	33,406	89,047	88,556	S2-V2	S6-V6	S10-V10	S14-V14	0,011	2,795	-0,007	0,154
10	2	2 U2	U6	U10	U14	17,787	33,465	89,015	88,509	U2-V2	U6-V6	U10-V10	U14-V14	-0,019	2,854	-0,039	0,107

7. APÊNDICE VI - VALORES ABSOLUTOS E DE Δ PARA TM

1	3	1 D5	D9	D13	D17	17,409	25,685	91,335	92,775	D5-V5	D9-V9	D13-V13	D17-V17	0,033	-1,842	-0,590	-0,915
2	3	1 H5	H9	H13	H17	17,415	23,535	91,263	92,897	H5-V5	H9-V9	H13-V13	H17-V17	0,040	-3,992	-0,662	-0,793
3	3	1 P5	P9	P13	P17	17,485	24,839	91,451	93,133	P5-V5	P9-V9	P13-V13	P17-V17	0,110	-2,688	-0,474	-0,557
4	3	1 Q5	Q9	Q13	Q17	17,396	26,939	91,565	93,077	Q5-V5	Q9-V9	Q13-V13	Q17-V17	0,021	-0,588	-0,360	-0,613
5	3	1 T5	T9	T13	T17	17,354	31,180	91,915	93,162	T5-V5	T9-V9	T13-V13	T17-V17	-0,021	3,653	-0,010	-0,528
6	3	1 G4	G8	G12	G16	17,572	30,850	88,542	87,559	G4-V4	G8-V8	G12-V12	G16-V16	0,044	0,995	-0,005	0,090
7	3	1 L4	L8	L12	L16	17,518	33,938	88,645	87,987	L4-V4	L8-V8	L12-V12	L16-V16	-0,010	4,083	0,098	0,518
8	3	1 O4	O8	O12	O16	17,539	29,738	88,402	87,205	O4-V4	O8-V8	O12-V12	O16-V16	0,011	-0,118	-0,144	-0,264
9	3	1 S4	S8	S12	S16	17,491	33,082	87,872	86,735	S4-V4	S8-V8	S12-V12	S16-V16	-0,037	3,227	-0,674	-0,734
10	3	1 U4	U8	U12	U16	17,559	30,327	88,753	87,869	U4-V4	U8-V8	U12-V12	U16-V16	0,031	0,472	0,207	0,400
1	3	2 C3	C7	C11	C15	17,756	28,450	89,259	88,632	C3-V3	C7-V7	C11-V11	C15-V15	0,028	1,854	-0,455	-0,797
2	3	2 E3	E7	E11	E15	17,770	29,132	89,585	89,256	E3-V3	E7-V7	E11-V11	E15-V15	0,041	2,535	-0,129	-0,173
3	3	2 J3	J7	J11	J15	17,767	25,826	89,046	88,030	J3-V3	J7-V7	J11-V11	J15-V15	0,039	-0,771	-0,668	-1,399
4	3	2 K3	K7	K11	K15	17,582	28,769	89,776	89,591	K3-V3	K7-V7	K11-V11	K15-V15	-0,146	2,172	0,062	0,163
5	3	2 R3	R7	R11	R15	17,569	27,403	89,782	89,580	R3-V3	R7-V7	R11-V11	R15-V15	-0,160	0,806	0,068	0,152
6	3	2 B2	B6	B10	B14	17,797	32,925	89,209	88,778	B2-V2	B6-V6	B10-V10	B14-V14	-0,009	2,315	0,154	0,376
7	3	2 F2	F6	F10	F14	17,752	31,753	89,595	89,345	F2-V2	F6-V6	F10-V10	F14-V14	-0,055	1,143	0,540	0,943
8	3	2 I2	I6	I10	I14	17,804	31,654	88,898	88,213	I2-V2	I6-V6	I10-V10	I14-V14	-0,003	1,043	-0,156	-0,189
9	3	2 M2	M6	M10	M14	17,817	32,851	88,777	88,106	M2-V2	M6-V6	M10-V10	M14-V14	0,011	2,240	-0,278	-0,296
10	3	2 N2	N6	N10	N14	17,811	32,588	89,027	88,477	N2-V2	N6-V6	N10-V10	N14-V14	0,004	1,978	-0,028	0,075

8. APÊNDICE VII - VALORES ABSOLUTOS E DE Δ PARA TR

1	4	1 G5	G9	G13	G17	17,407	29,630	92,076	93,646	G5-V5	G9-V9	G13-V13	G17-V17	0,031	2,103	0,151	-0,044
2	4	1 L5	L9	L13	L17	17,418	27,024	91,782	93,491	L5-V5	L9-V9	L13-V13	L17-V17	0,043	-0,503	-0,143	-0,199
3	4	1 O5	O9	O13	O17	17,369	26,075	91,674	93,418	O5-V5	O9-V9	O13-V13	O17-V17	-0,006	-1,452	-0,251	-0,272
4	4	1 S5	S9	S13	S17	17,413	26,540	91,866	93,771	S5-V5	S9-V9	S13-V13	S17-V17	0,038	-0,987	-0,039	0,081
5	4	1 U5	U9	U13	U17	17,411	29,551	91,895	93,339	U5-V5	U9-V9	U13-V13	U17-V17	0,036	2,024	-0,030	-0,351
6	4	1 C4	C8	C12	C16	17,551	29,925	88,177	86,835	C4-V4	C8-V8	C12-V12	C16-V16	0,023	0,070	-0,370	-0,634
7	4	1 E4	E8	E12	E16	17,582	31,123	88,702	87,851	E4-V4	E8-V8	E12-V12	E16-V16	0,054	1,267	0,155	0,382
8	4	1 J4	J8	J12	J16	17,564	30,782	88,513	87,504	J4-V4	J8-V8	J12-V12	J16-V16	0,037	0,927	-0,034	0,035
9	4	1 K4	K8	K12	K16	17,525	31,395	88,408	87,392	K4-V4	K8-V8	K12-V12	K16-V16	-0,003	1,539	-0,139	-0,077
10	4	1 R4	R8	R12	R16	17,390	30,040	88,457	87,333	R4-V4	R8-V8	R12-V12	R16-V16	-0,138	0,185	-0,090	-0,136
1	4	2 B3	B7	B11	B15	17,638	26,289	89,627	89,245	B3-V3	B7-V7	B11-V11	B15-V15	-0,090	-0,308	-0,087	-0,183
2	4	2 F3	F7	F11	F15	17,586	28,735	89,948	89,905	F3-V3	F7-V7	F11-V11	F15-V15	-0,143	2,108	0,234	0,477
3	4	2 I3	I7	I11	I15	17,754	27,469	89,910	89,826	I3-V3	I7-V7	I11-V11	I15-V15	0,026	0,872	0,196	0,398
4	4	2 M3	M7	M11	M15	17,681	27,097	89,607	89,233	M3-V3	M7-V7	M11-V11	M15-V15	-0,048	0,500	-0,106	-0,196
5	4	2 N3	N7	N11	N15	17,736	27,845	89,596	89,236	N3-V3	N7-V7	N11-V11	N15-V15	0,008	1,248	-0,117	-0,192
6	4	2 D2	D6	D10	D14	17,763	32,719	88,792	88,120	D2-V2	D6-V6	D10-V10	D14-V14	-0,043	2,108	-0,263	-0,282
7	4	2 H2	H6	H10	H14	17,760	32,627	89,108	88,607	H2-V2	H6-V6	H10-V10	H14-V14	-0,046	2,016	0,054	0,205
8	4	2 P2	P6	P10	P14	17,804	29,600	88,688	87,691	P2-V2	P6-V6	P10-V10	P14-V14	-0,002	-1,011	-0,366	-0,711
9	4	2 Q2	Q6	Q10	Q14	17,782	31,659	89,300	88,864	Q2-V2	Q6-V6	Q10-V10	Q14-V14	-0,024	1,048	0,246	0,462
10	4	2 T2	T6	T10	T14	17,808	25,718	88,846	87,605	T2-V2	T6-V6	T10-V10	T14-V14	0,002	-4,893	-0,208	-0,797

9. APÊNDICE VIII- DISTRIBUIÇÃO RANDOMIZADA DOS GRUPOS PARA SEQUÊNCIA DE MOLDAGEM

Situação 1	Situação 1	Situação 2	Situação 2	Peça
1	2	4	3	1 = B
				5 = F
				8 = I
				12 = M
				13 = N
3	1	2	4	3 = D
				7 = H
				15 = P
				14 = O
				19 = T
4	3	1	2	6 = G
				11 = L
				16 = Q
				18 = S
				20 = U
2	4	3	1	2 = C
				4 = E
				9 = J
				10 = K
				17 = R

10. APÊNDICE IX - DADOS DA CALIBRAÇÃO DA MMC
PROGRAMA PARA MEDIÇÃO DE IMPLANTES DENTÁRIOS
(Criado em 06/09/2013 por GFJ)

Apalpador:

Dia. 1,5 mm

Posição A +7,5; B +135

Fixação:

As peças foram fixadas com o auxílio de dispositivos montados.

Alinhamento:

Nivelamento inicial através de um plano de 4 pontos na superfície superior. Zerar

Alinhamento com uma reta de dois pontos na lateral, utilizando as duas primeiras "orelhas" da peça. Zerar Y.

Origem em X com um ponto no lado do esquerdo da primeira "orelha".

Transladar o eixo Y em +5,14mm.

Gravar como posição 1.

Repetir os mesmos passos para a peça no dispositivo seguinte, apenas salvando como posição 2.