



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

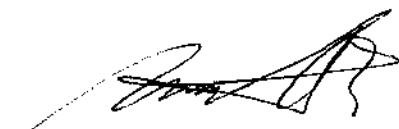
Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Carolina Alves Pereira dos Santos

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Ano de conclusão do curso: 2008

TCC 496


Assinatura do Orientador

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Carolina Alves Pereira dos Santos

RA: 042491

Avaliação da precisão das técnicas de transferência e index sobre implantes osseointegrados.

Monografia apresentada ao Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, para obtenção do Diploma de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof^o. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

PIRACICABA

2008

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada Sa59a
Vol. Ex.
Tombo BC/

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

Sa59a Santos, Carolina Alves Pereira dos.
Avaliação da precisão das técnicas de transferência e index sobre implantes osseointegrados. / Carolina Alves Pereira dos Santos. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2008.
21f.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantodontia. 2. Resinas dentárias. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

AGRADECIMENTOS

Ao professor **Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, pela habilidade que me orientou, pela dedicação e paciência.

À **Fapesp** pelo apoio financeiro para a realização deste projeto.

À pós graduanda **Vanessa Tramontino**, que me auxiliou neste trabalho me dando toda atenção necessária e dedicação para realização desta pesquisa.

Às minhas **amigas** que foram fundamentais para minha formação e que ao passar desses quatro anos nos tornamos uma família.

Aos meus pais **Luiz Francisco e Maria Emilia** e ao meu irmão **Guilherme**, que são pessoas que admiro muito, pela educação, apoio em minhas escolhas, compreensão e amor incondicional em todos os momentos de minha vida.

Sumário

Resumo.....	5
Introdução.....	7
Desenvolvimento.....	10
Discussão.....	16
Conclusão.....	17
Anexos.....	18
Referências Bibliográficas.....	20

Resumo

As reabilitações de pacientes que se tornaram edêntulos tem sido sempre um difícil desafio na implantodontia oral. Grande parte dos autores admite ser impossível conseguir um assentamento de supraestruturas totalmente livre de tensões. Desta forma, também as técnicas de moldagem para próteses implanto-suportada são ainda responsáveis por grande preocupação e controvérsia entre os pesquisadores. A proposta deste trabalho foi avaliar técnicas de Index (transferentes unidos e unidos com reforço metálico) utilizando-se um modelo plástico pré-fabricado, composto de dois implantes simulando uma prótese fixa posterior de três elementos.

O estudo foi dividido em quatro grupos:

- Grupo I (GI): transferentes unidos com resina Pattern Resin e gesso FujiRock GC;
- Grupo II (GII): transferentes unidos com resina e reforço metálico (dois pinos) e gesso FujiRock CG;
- Grupo III (GIII): transferentes unidos com resina Pattern Resin e análogos unidos com resina Pattern Resin e reforços metálicos;
- Grupo IV (GIV): transferentes unidos com resina Pattern Resin e reforço metálico (dois pinos) e análogos unidos com resina Pattern Resin e reforços metálicos.

Uma estrutura metálica unindo os implantes foi confeccionada para efeito de comparação entre modelos/ técnicas, por meio do teste do parafuso único. Utilizando-se - gesso tipo IV (FujiRock – GC Corp) e resina acrílica (Pattern Resin – GC Corp). Para cada técnica foi realizada quatro transferências e index (n=4). A análise das distorções lineares dos modelos obtidos foi realizada com o auxílio de um microscópio óptico com magnificação de 50X

(STM Olympus Optical Co) e precisão de 0,0005 mm, medindo-se cada amostra três vezes pela vestibular e lingual dos dois implantes.

Introdução

A capacidade de substituir dentes perdidos com implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes desdentados. Para esses, os implantes proporcionam retenção e estabilidade de próteses parciais ou totais removíveis, reabilitando de forma bastante conservadora, pequenos espaços protéticos.

Como a situação biomecânica para um implante é fundamentalmente diferente daquela de um dente natural, que é circundado por um ligamento periodontal, a possibilidade de se transferir carga excessiva ao implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney e Richards, 1998). Portanto, é necessário otimizar a distribuição de carga mastigatória através das próteses e implantes para o osso suporte.

Para isso a existência de uma excelente adaptação entre o implante e o abutment e deste com a infra-estrutura metálica é necessária na determinação do sucesso de uma prótese implanto-suportada (Waskewicz et al, 1994; Clelland e van Putten, 1997; Wee et al; 1999; Watanabe e Hata, 2000). Por isso, uma adaptação não passiva de uma infra-estrutura ao implante/abutment tem sido sugerida como razão para complicações biológicas e/ou falha dos componentes protéticos.

A falha da adaptação da prótese sobre os abutments é causada por diversos fatores durante o processo de confecção de uma prótese implanto-suportada que acabam promovendo a distorção da peça. Dentre estes fatores podemos citar os procedimentos de moldagem, a confecção do modelo mestre, o padrão de cera da infra-estrutura, o processo de fabricação da infra-estrutura, e o material estético aplicado.

Infra-estruturas de próteses convencionalmente realizadas pela técnica da cera perdida para fundição de peça única e que cruzam o arco, são imprecisas quanto ao assentamento passivo.

A consequência da falta de uma boa adaptação é a micromovimentação dos componentes protéticos podendo gerar o rompimento da interface cimento-implante, ou nas parafusadas, a perda dos parafusos.

Diante disto, Wee et al, em 1999, revisaram algumas técnicas preconizadas com o intuito de obter-se o melhor assentamento passivo das próteses. Os autores citaram: 1-métodos de verificação da fidelidade do modelo mestre, feito através de um index de resina acrílica confeccionado sobre o modelo mestre e prova na boca para verificar adaptação, (McCartney, 1991), 2- método de soldagem, no qual as peças são segmentadas, indexadas e soldadas, para se minimizar as distorções de fundição (Godon e Smith, 1970; Sjogren, 1988; Bergendal e Palmquist, 1995) e, mais recentemente, 3-método de cimentação dos cilindros da infra-estrutura protética pela captura direta na boca (Clelland e van Putten, 1997; Jiméns-López, 2000; Kleine, 2002) e o processo de eletroerosão ou descarga elétrica nas faces internas da infra-estrutura, para obter-se uma melhora na interface infra-estrutura/abutment (Silva, 2000; Edwim, 2002; Silva, 2003).

No sistema Branemark existem transferentes cônicos e quadrados que se prestam para transferências e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existe variação de técnicas para a utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra.

Vários autores (Fentol et al. Em 1991; Assif et al em 1996; Vigolo et al em 2003; Kleine et al 2003; Assunção et al em 2004 e Naconecy et al em 2004), preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para a realização das moldagens de transferência. No entanto, pesquisas de Humphiries et al (1990); Spector et al (1990); Hsu et al (1993); Inturregui et al (1993); Phillips et al. (1994); Burawi et al (1997); Goiato et al. (1998); Herbst et al. (2000); e Delácqua (2005), demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

De La Cruz et al. (2002) concluíram que a precisão promovida por jigs de verificação (Index) não foi superior aos procedimentos de moldagem

comum (transferentes cônicos ou quadrados), não melhorando a precisão dos modelos de gesso.

Em 2007, Munõz-Chavez concluiu que a técnica do Index obteve maior precisão, assim como a moldagem com os transferentes quadrados com prolongamentos em forma de hélice.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar a precisão de quatro técnicas de Index de implantes osseointegrados (transferentes unidos com resina e gesso; transferentes unidos com resina e reforço metálico e gesso; transferentes unidos com resina e análogos unidos com resina e reforços metálicos; transferentes unidos com resina e reforço metálico e análogos unidos com resina e reforços metálicos).

Desenvolvimento

Foram utilizados os seguintes materiais: silicona (Flexitime – Heraeus Kulzer), gesso tipo IV (FujiRock – GC Corp), resina acrílica (Pattern Resin – GC Corp), transferentes pré-fabricados, análogos de implantes, modelo plástico pré-fabricado e uma barra de titânio.

O modelo pré-fabricado em acrílico (Nacional – www.ossos.com.br), composto de dentes e regiões desdentadas nos quais são incorporados réplicas de implantes osseointegrados foi o modelo mestre.



Figura 1. Manequim utilizado.

Para controlar a precisão foi confeccionada uma estrutura metálica com barra de titânio de três milímetros de diâmetro soldada a Laser em anéis de titânio apropriados (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo), (Figura 2). Como se constatou falta de passividade pelo teste do parafuso único (teste de Sheffield), um dos implantes previamente incorporado foi retirado (Figura 3) e recimentado (Figura 4).

Assim, poderíamos obter uma infra-estrutura metálica com alto grau de passividade sobre os implantes que serviria na avaliação da precisão dimensional das amostras experimentais. Esta avaliação foi conduzida também pelo teste do parafuso único em microscopia óptica.



Figura2. Barra de titânio soldada a laser confeccionada para comparação entre as técnicas.



Figura 3. Imagem do modelo de acrílico pré-fabricado com os dois implantes (A) e depois da remoção de um implante (B) devido à falta de passividade com a estrutura metálica.



Figura 4. Imagem do implante recimentado e passível com a estrutura metálica.

Para a realização das técnicas de transferência foram utilizados transferentes quadrados para implantes de plataforma regular e hexágono externo (Conexão Sistema de Próteses).

Para realização da primeira técnica, foram posicionados os transferentes, os quais foram parafusados com chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até que uma pressão pudesse ser sentida, os transferentes de moldagem foram unidos por resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin – GC – Corp) após prévio entrelaçamento com fio dental (Figura 5).

Após a união dos transferentes com resina acrílica foi realizada uma secção e nova união para minimizar os efeitos da possível contração de polimerização deste material.



Figura 5. Vista vestibular do Grupo I.

Já os transferentes do GII foram unidos com reforços metálicos e resina Pattern (Figura 6).



Figura 6. Vista vestibular do Grupo II.

Após 10 minutos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados. Foi realizado o vazamento sob vibração constante do gesso especial tipo IV (FujiRock), sendo utilizado 250g do pó e 50mL de água para cada amostra. Foram confeccionadas quatro amostras dos grupos GI e

GII, realizado o acabamento destes em recortador de gesso e lixa d'água para refinamento. (Figura 7).



Figura 7. Modelo após o acabamento (GI).

De posse dos modelos de gesso e index, foi parafusada a estrutura metálica nos análogos com o auxílio de um torquímetro manual calibrado em 10 Ncm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda), inicialmente no análogo 1 denominado com as letras VM (vestibular/mesial), enquanto a medição foi realizada no análogo 2, VD (vestibular/distal) e DL (distal/lingual) (Figura 9). Depois foi retirado o parafuso do análogo 1 e repetida a leitura no mesmo enquanto se apertava o parafuso no análogo 2 para se fazer a leitura na VD e DL do análogo 1.

A avaliação do desajuste (das fendas) foi feita através do microscópio óptico com magnificação de 50X (STM Olympus Optical Co) e precisão de 0,0005 mm, medindo-se cada lado da amostra três vezes com o auxílio do software.

Para realização da terceira técnica, foram posicionados os transferentes, os quais foram parafusados com chave digital de hexágono externo de 1,17 mm e torquímetro manual, daí foram unidos com resina Pattern (Figura 8). Já para a realização da quarta técnica, os transferentes também foram posicionados e parafusados com chave digital de hexágono externo de 1,17 mm e torquímetro manual, porém foram unidos com reforços metálicos e resina Pattern (Figura 9).

Após 10 minutos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados que foram unidos com resina Pattern e reforços metálicos. Decorridos mais 10 minutos, foi parafusada a estrutura metálica nos análogos com torque controlado e realizada a leitura das amostras.



Figura 8. Vista vestibular grupo III.



Figura 9. Vista vestibular grupo IV.

Resultados

Tabela 5. Valores dos grupos.

Grupos	G1	G2	G3	G4
	0,03	0,04	0,04	0,05
	0,10	0,22	0,05	0,05
	0,09	0,04	0,05	0,06
	0,26	0,03	0,12	0,05
Média	0,12	0,08	0,06	0,05
DP	0,10	0,09	0,04	0,01

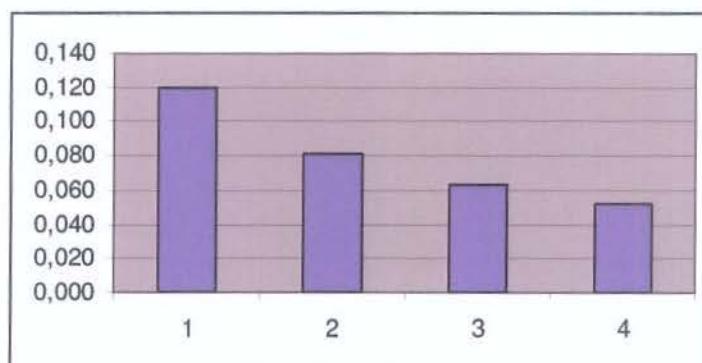


Gráfico 1 . Valores dos grupos.

Tabela 6. Teste Anova.

ANOVA (1 critério)				
variâncias desiguais (p<0,05)				
FONTES	DE	GL	SQ	QM
VARIAÇÃO				
Tratamentos		3	0,01	0,003
Erro		12	0,058	0,005
F =		0,7083		
(p) =		0,5678		

Discussão

Há várias técnicas de moldagem de transferência, tipos de moldeiras e materiais de moldagem que podem ser utilizados sendo todos com uma mesma finalidade, haver menor desadaptação possível entre o implante e o componente protético.

Mas essa desadaptação ocorre justamente pela distorção dos materiais utilizados, mesmo quando utilizando técnicas diferentes.

Sabendo que a resina acrílica possui um grau de distorção, procurou-se diminuir tais tensões através de técnicas. Dumbrigue et al. (2000) atestaram que se deve permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17min antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorre nos primeiros 17 minutos após a mistura). Para Ivahoe et al. (1991) utilizou-se de transferentes quadrados unidos com resina acrílica em laboratório para diminuir o tempo clínico e o grau de contração, já que é utilizado menos resina para unir transferentes de resina e implantes. Mas muitos autores como Hsu et al. (1993) e Inturregui et al. (1993) concluem que essa união não é necessária, pois não apresenta diferenças estatísticas entre estes procedimentos e os que não foram esplintados. Já Vigolo et al. (2003) e Assunção et al. (2004) relataram que as moldagens usando resina para união dos transferentes apresentaram maior precisão dos que os não unidos com resina acrílica.

Os materiais para moldagem também vêm sendo estudados devido ao grau de distorção que apresentam. Goiato et al. (1998) relataram que em técnicas de transferência utilizando os materiais: silicona por adição (Express), silicona por condensação (Optosil-Xantopren) e poliéter (Impregum F) reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatística significativa entre si, exceto a silicona por condensação.

Conclusão

Pode-se concluir que apesar dos resultados apresentarem diferença numérica, estatisticamente, não apresentaram, sendo assim, as quatro técnicas não possuem diferença.

LISTA DE TABELAS

Dados originais

Tabela 1. Dados do Grupo I.

Grupo I							
Amostra A	Dados	Amostra B	Dados	Amostra C	Dados	Amostra D	Dados
fenda D_V	0,044	fenda D_V	0,102	Fenda D_V	0,279	fenda D_V	0,087
	0,042		0,096		0,290		0,088
	0,040		0,103		0,293		0,088
fenda D_L	0,029	fenda D_L	0,105	fenda D_L	0,071	fenda D_L	0,087
	0,031		0,108		0,065		0,088
	0,030		0,110		0,066		0,083
fenda M_V	0,040	fenda M_V	0,089	fenda M_V	0,081	fenda M_V	0,082
	0,042		0,089		0,091		0,084
	0,038		0,085		0,086		0,086
fenda M_L	0,015	fenda M_L	0,097	fenda M_L	0,438	fenda M_L	0,071
	0,017		0,101		0,445		0,065
	0,018		0,098		0,438		0,066

Tabela 2. Dados do Grupo II.

Grupo II							
Amostra A	µm	Amostra B	µm	Amostra C	µm	Amostra D	µm
fenda D_V	0,064	fenda D_V	0,422	fenda D_V	0,027	fenda D_V	0,012
	0,052		0,424		0,023		0,015
	0,054		0,421		0,041		0,01
fenda D_L	0,034	fenda D_L	0,311	fenda D_L	0,040	fenda D_L	0,030
	0,037		0,311		0,048		0,036
	0,032		0,310		0,054		0,037
fenda M_V	0,027	fenda M_V	0,041	fenda M_V	0,060	fenda M_V	0,026
	0,042		0,038		0,060		0,036
	0,038		0,038		0,070		0,037
fenda M_L	0,035	fenda M_L	0,100	fenda M_L	0,016	fenda M_L	0,038
	0,034		0,108		0,023		0,033
	0,032		0,097		0,021		0,043

Tabela 3. Dados do Grupo III.

Grupo III							
Amostra A	μm	Amostra B	μm	Amostra C	μm	Amostar D	μm
fenda D_V	0,046	fenda D_V	0,098	fenda D_V	0,071	fenda D_V	0,209
	0,038		0,099		0,056		0,238
	0,045		0,082		0,065		0,236
fenda D_L	0,037	fenda D_L	0,057	fenda D_L	0,049	fenda D_L	0,009
	0,029		0,058		0,045		0,014
	0,027		0,059		0,042		0,008
fenda M_V	0,034	fenda M_V	0,014	fenda M_V	0,036	fenda M_V	0,010
	0,021		0,016		0,038		0,010
	0,027		0,019		0,039		0,009
fenda M_L	0,035	fenda M_L	0,028	fenda M_L	0,041	fenda M_L	0,243
	0,047		0,024		0,035		0,249
	0,04		0,020		0,046		0,237

Tabela 4. Dados do Grupo IV.

Grupo IV							
Amostra A		Amostra B		Amostra C		Amostra D	
fenda D_V	0,051	fenda D_V	0,040	fenda D_V	0,058	fenda D_V	0,050
	0,045		0,026		0,044		0,033
	0,045		0,029		0,043		0,045
fenda D_L	0,026	fenda D_L	0,038	fenda D_L	0,065	fenda D_L	0,054
	0,032		0,040		0,068		0,059
	0,031		0,044		0,062		0,056
fenda M_V	0,058	fenda M_V	0,055	fenda M_V	0,053	fenda M_V	0,044
	0,056		0,048		0,056		0,038
	0,056		0,053		0,055		0,032
fenda M_L	0,068	fenda M_L	0,087	fenda M_L	0,077	fenda M_L	0,048
	0,069		0,088		0,076		0,051
	0,063		0,073		0,080		0,043

Referências bibliográficas

1. Assif D, Marshark B, Schimidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:216-22.
2. Branemark PI, Zab GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985:11-12,253-7.
3. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 2006; 201:429-432.
4. Carr AB, Máster J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping techniques. *J Prosthodont* 1996; 5:248-52.
5. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses. A comparison of standard impression with verification jigs made of different material. *J Prosthet Dent* 2002;88:329-36.
6. Inturregui JA, Aquilino SA, Rytger JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegration oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.
7. Kenney, R.; Richards, M.W. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*, 1998;80:559-564.
8. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:331-6.
9. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implantes, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *J Brás Odontol Clin* 1998; 2:24-50.
10. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: Máster cast verification, corrected dast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71:197-200.

11. Naconacy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant- supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 mar-apr; 12(2):192-8.
12. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:533-40.
13. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. *J Dent Res* 1991; 70:385.
14. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990;63(4):444-7.
15. Vigolo P, Majzouc Z, Cordioli G. Evaluation of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;83(2):186-192.
16. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. *Int J. Oral Maxillofac Implants* 1994;9(4):405-411.
17. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impression. *J Prosthet Dent* 2000; 83:323-31.
18. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master 2001;86:532-8.