

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - IMPLANTODONTIA

**ANÁLISE DIMENSIONAL DE MODELOS DE TRABALHO
PARA A CONSTRUÇÃO DE PRÓTESES IMPLANTO-
SUPPORTADAS, OBTIDOS ATRAVÉS DE
DIFERENTES MATERIAIS DE VAZAMENTO**

CLÁUDIA ÂNGELA MAZIERO VOLPATO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Izo Milton Zani

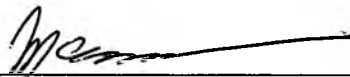
Florianópolis – SC
2001

Cláudia Ângela Maziero Volpato

**“ANÁLISE DIMENSIONAL DE MODELOS DE TRABALHO
PARA A CONSTRUÇÃO DE PRÓTESES IMPLANTO-
SUPPORTADAS, OBTIDOS ATRAVÉS DE
DIFERENTES MATERIAIS DE VAZAMENTO.”**

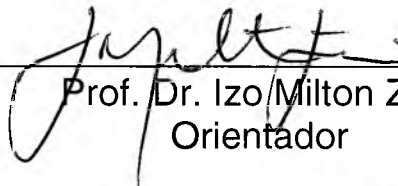
Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 02 de outubro de 2001.



Prof. Dr. Mauro Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

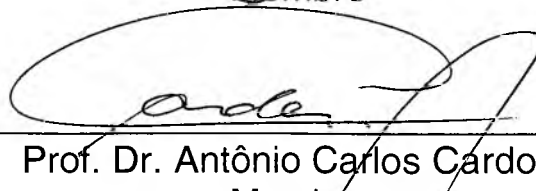
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Izo Milton Zani
Orientador



Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode
Membro



Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso
Membro

“O Universo, em sua sabedoria, nos permite operar pequenos milagres: quando dividimos alegrias e sucessos, estes se multiplicam; se repartimos tristezas e dores, estas vão diminuindo, diminuindo, até atingirem o tamanho exato da sua insignificância.”

Galves e Azevedo

Agradeço a DEUS, por não me ter abandonado, guiando-me nos momentos mais difíceis desta caminhada.

*Aos meus queridos pais, DORALI
e NEIVA, pelo amor incondicional,
estímulo e exemplo de vida,
dedico este trabalho.*

*Ao FÁBIO e GUILHERME,
companheiros de todos os meus
momentos. Sem dúvida, o amor,
o carinho e as renúncias foram as
armas desta vitória. Divido, pois,
com vocês, o mérito desta
conquista.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Dr. IZO MILTON ZANI, que me conduziu com segurança à formação científica e ao desenvolvimento deste trabalho; meu respeito e consideração.

À Professora LIENE CAMPOS, pela paciência, estímulo constante e entusiasmo que fertilizam cada vez mais a nossa amizade; minha admiração.

Ao CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM PRÓTESE DENTÁRIA, através dos professores Dr. IZO MILTON ZANI e Dr. DARCY ZANI, alunos da turma 00/02 e funcionários, que providenciaram apoio para a realização deste projeto, compreendendo minhas falhas e ausências; meu sincero agradecimento.

Aos meus irmãos CARLOS, EDÉLCIO e MARCELOS, que sempre estiveram presentes ao meu lado, auxiliando, conduzindo e apoiando minhas decisões; meu carinho.

Aos colegas e amigos do Curso de Pós-Graduação, NILO, WILSON, BERTHOLDO, OMAR, EDSON, MARCO, CÍNTIA e ADRIANI, pelas experiências trocadas, dificuldades superadas e bons momentos juntos; minha estima e saudades.

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, por ter proporcionado a oportunidade de aprendizado a todos deste Curso, oferecendo estrutura física e corpo docente renomado.

Aos professores Dra. IZABEL CRISTINA SANTOS ALMEIDA e Dr. MAURO CALDEIRA DE ANDRADA, Coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia durante o período deste Curso, pela dedicação com que exerceram suas funções e pelo empenho para a execução deste trabalho.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de concentração Implantodontia, meu agradecimento pela experiência tanto acadêmica quanto científica.

Ao CEPID, na pessoa dos professores Dr. RICARDO DE SOUZA MAGINI e Dr. ANTÔNIO CARLOS CARDOSO, meu agradecimento pelo espaço cedido, experiências oferecidas e incentivo à pesquisa.

Ao CNPQ e à CAPES, pelo apoio para a realização dos cursos de Pós-Graduação no Brasil e em especial pelo auxílio ao nosso Programa.

À Fundação CENTROS DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIAS INOVADORAS (CERTI) e ao LABORATÓRIO DE MEDIÇÃO POR COORDENADAS (LABMETRO) da UFSC, através do professor Dr. MARCO ANTÔNIO CAVACO, do Coordenador do LabMetro – professor Dr. ANDRÉ ROBERTO DE SOUZA, e do técnico metrologista – MAURÍCIO DE CAMPOS PORATH, onde tive a oportunidade de realizar a parte experimental das medições desta pesquisa.

Ao professor SÉRGIO FERNANDO TORRES DE FREITAS, pelos ensinamentos e pela análise estatística dos resultados.

À professora MARIA LUCI BATISTOTTI HOSTINS, pela correção do português.

À CONEXÃO, na pessoa do Dr. RODOLFO CÂNDIA e Sra. ELISABETE DE LIMA SIMÕES, que prontamente nos cederam os implantes Master Screw, análogos e transfers para esta pesquisa.

À LABORDENTAL, na pessoa da Sra. ELISA CAPELOSSI GOMES e Sra. ANETE MALVYNER, que nos cederam o material de moldagem Zetaplus e Oranwash e a resina poliuretânica Quartz Die.

À POLIDENTAL, na pessoa do Sr. NEY ZAPPONI, que gentilmente nos cedeu os gessos testados nesta pesquisa.

Aos funcionários da BIBLIOTECA SETORIAL DE ODONTOLOGIA da UFSC, pela atenção na busca do material literário.

Aos funcionários da COORDENADORIA DO PÓS-GRADUAÇÃO, pelo carinho e solicitude no atendimento.

À FERNANDA, pelo apoio constante e auxílio para a realização da parte experimental deste trabalho.

À ANALÚCIA, pela nossa amizade e incentivo.

À FÁTIMA e MOACIR, que com carinho e paciência sempre me auxiliaram.

Ao LAURO, pelo auxílio na computação.

Aos colegas da CLÍNICA ZANI, pelo incentivo durante este percurso.

A todos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram na elaboração deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	p. 12
LISTA DE TABELAS	p. 13
RESUMO	p. 15
ABSTRACT	p. 17
1 INTRODUÇÃO	p. 20
2 REVISÃO DA LITERATURA	p. 26
2.1 Considerações iniciais	p. 26
2.2 Adaptação passiva das próteses implanto-suportadas	p. 28
2.3 Técnicas e materiais de moldagem	p. 32
2.4 Materiais de vazamento e modelos de trabalho	p. 40
3 PROPOSIÇÃO	p. 58
4 MATERIAL E MÉTODOS	p. 60
4.1 Material	p. 60
4.2 Dispositivos	p. 61
4.3 Aparelhos	p. 62
4.4 Método	p. 62
4.4.1 Base metálica	p. 62
4.4.2 Moldeiras	p. 64
4.4.3 Técnica de moldagem	p. 65
4.4.4 Preparo do molde	p. 66

4.4.5 Obtenção dos corpos de prova	p. 68
4.4.5.1 Técnica de vazamento para o gesso tipo IV	p. 70
4.4.5.2 Técnica de vazamento para o gesso tipo V	p. 71
4.4.5.3 Técnica de vazamento para o gesso reforçado por resina	p. 71
4.4.5.4 Técnica de vazamento para a resina poliuretânica	p. 72
4.4.6 Características dos materiais utilizados	p. 73
4.4.6.1 Gesso tipo IV	p. 73
4.4.6.2 Gesso tipo V	p. 74
4.4.6.3 Gesso reforçado por resina	p. 74
4.4.6.4 Resina poliuretânica	p. 75
4.5 Método de avaliação	p. 75
5 RESULTADOS	p. 79
5.1 Análise estatística dos resultados	p. 86
6 DISCUSSÃO	p. 92
7 CONCLUSÕES	p. 104
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	p. 106

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo-mestre	p. 63
Figura 2: Moldeira	p. 64
Figura 3: Molde preparado	p. 67
Figura 4: Gessos testados	p. 68
Figura 5: Resina poliuretânica	p. 69
Figura 6: Corpos de prova	p. 70
Figura 7: Máquina de medição por coordenadas	p. 76
Figura 8: Distâncias AB, BC e AC	p. 77
Figura 9: Apalpação autocentrada	p. 77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Distâncias do modelo-mestre	p. 79
Tabela 2: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância AB	p. 80
Tabela 3: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância BC	p. 80
Tabela 4: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância AC	p. 81
Tabela 5: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância AB	p. 81
Tabela 6: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância BC	p. 82
Tabela 7: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância AC	p. 82
Tabela 8: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância AB	p. 83
Tabela 9: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância BC	p. 83
Tabela 10: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância AC	p. 84
Tabela 11: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância AB	p. 84
Tabela 12: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância BC	p. 85
Tabela 13: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância AC	p. 85

Tabela 14: Médias e desvios padrões	p. 86
Tabela 15: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância AB	p. 87
Tabela 16: Resultados das comparações múltiplas da distância AB, entre os grupos 1,2,3,4 e controle. Teste de Scheffé	p. 88
Tabela 17: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância BC	p. 88
Tabela 18: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância AC	p. 89
Tabela 19: Resultados das comparações múltiplas da distância AC, entre os grupos 1,2,3,4 e controle. Teste de Scheffé	p. 89
Tabela 20: Tabela das porcentagens e do tipo de alteração dimensional	p. 90

VOLPATO, C. A. M. **Análise dimensional de modelos de trabalho para a construção de próteses implanto-suportadas, obtidos através de diferentes materiais de vazamento.** 2001. 113f. Dissertação (Mestrado em Implantodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Através deste estudo, avaliou-se o comportamento dimensional de modelos de trabalho para a construção de próteses implanto-suportadas, utilizando como materiais de vazamento, gesso tipo IV, gesso tipo V, gesso reforçado por resina e resina poliuretânica. Um modelo-mestre e moldeiras metálicas específicas foram desenvolvidos para a obtenção destes modelos. Três implantes foram posicionados paralelamente e de forma triangular na base metálica. Através de pinos localizadores da base, 40 moldagens com silicona de condensação foram realizadas com o auxílio das moldeiras. Para cada material de vazamento, 10 modelos foram obtidos e as distâncias AB, BC e AC (obtidas entre o centro dos implantes) foram medidas com o auxílio de uma máquina de medição por coordenadas. Os modelos obtidos com a resina poliuretânica apresentaram-se contraídos, e suas distâncias inter-implantes diminuíram em AB e AC. Os modelos de gesso tipo V apresentaram expansão estatisticamente significativa nas distâncias AB e AC. Já os gessos tipo IV e reforçado por resina, apresentaram comportamento dimensional estatisticamente similar ao modelo-mestre nas mesmas distâncias. Os dados das distâncias BC dos grupos 1, 2, 3 e 4 não se mostraram estatisticamente

significantes. Investigações continuadas são necessárias para elucidar as propriedades desejáveis de um material preciso para a construção de modelos de trabalho utilizados com a terapia dos implantes osseointegrados.

VOLPATO, C. A. M. **Análise dimensional de modelos de trabalho para a construção de próteses implanto-suportadas, obtidos através de diferentes materiais de vazamento.** 2001. 113f. Dissertação (Mestrado em Implantodontia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the dimensional behavior of working casts for the construction of implant-supported prostheses, using as pouring materials type IV dental stone, type V dental stone, resin reinforced stone and polyurethane resin. A master cast and specific metal trays were developed to obtain these casts. Three implants were positioned parallel and in a triangular arrangement in a metal base. Using locating posts at the base, 40 condensation silicone impressions with the trays were performed. For each pouring material, 10 casts were obtained and the distances AB, BC and AC (distances among the center of the implants) were measured using a coordinate measuring machine. The polyurethane resin casts showed contraction and their inter-implant distances were smaller in AB and AC. The casts fabricated with type V dental stone presented a statistically significant expansion in distances AB and AC. The casts fabricated with type IV dental stone and resin reinforced stone presented statistical dimensional behavior similar to the master cast in the same distances. The data in BC distances of groups 1, 2, 3 and 4 were not statistically significant. Further investigations are necessary to elucidate the

optimal properties of a precise material for the fabrication of working casts used for osseointegrated implant therapy.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia é uma das áreas mais intrigantes da Odontologia. A possibilidade de oferecer ao paciente uma nova dentição através de implantes osseointegrados e próteses implanto-suportadas, modificou nossos conceitos e dogmas, e desenvolveu uma nova concepção de tratamento e procedimentos cirúrgicos e protéticos.

Com avanço tecnológico imenso, a Implantodontia interagiu com várias áreas em um curto espaço de tempo, e os implantes passaram a ser uma forma segura e previsível de tratamento. Alternativas protéticas foram desenvolvidas para pacientes parcialmente edêntulos e edêntulos unitários, ampliando as indicações iniciais dos implantes osseointegrados.

Porém, apesar da reabilitação implanto-suportada ser apoiada em implantes pré-fabricados de titânio colocados em um leito ósseo saudável, a confecção de suas próteses também deve seguir um protocolo acurado, como nas reabilitações convencionais. Para tal, uma seqüência de passos deve ser realizada de forma que as restaurações protéticas dentárias sejam adequadamente ajustadas e possam ser biomecanicamente suportadas por implantes osseointegrados.

Quando comparados, implantes dentais não possuem a mesma mobilidade que os dentes naturais. Segundo SKALAK (1983) e LUNDGREN e

LAURELL (1984), no sistema de implantes osseointegrados, a força é transmitida diretamente aos cilindros sem a presença de um mecanismo amortecedor, requerendo uma adaptação fisiológica apropriada. As próteses implanto-suportadas são parafusadas ou cimentadas em posição, contactando uma superfície metálica pré-fabricada com outra. Se estas superfícies não forem adaptadas passivamente aos implantes, uma alta concentração de estresse poderá ser produzida em função do desajuste, e resultar em possível desconforto do paciente, fratura da prótese, dos componentes, ou ainda eventual perda da osseointegração. Portanto, os resultados obtidos com terapia através de implantes osseointegrados estão intimamente ligados à observância dos princípios protéticos.

Durante a construção das próteses implanto-suportadas, o maior objetivo deve localizar-se na confecção de supra-estruturas que possuam passividade quando conectadas a múltiplos implantes. Para SPIEKERMANN et al. (2000), a sólida ancoragem óssea dos implantes requer a construção de uma estrutura protética com adaptação perfeita e sem tensão.

Por estas razões, HUMPHRIES et al. (1990), ASSIF et al. (1992), INTURREGUI et al. (1993), HSU et al. (1993), BURAWI et al. (1997), WEE (2000), HERBST et al. (2000) e VIGOLO et al. (2000) alertaram que o procedimento de impressão dos implantes e a obtenção do modelo de trabalho devem ser passos precisos.

A construção deste modelo de forma similar ao relacionamento intrabucal é condição fundamental na Odontologia Restauradora. Na confecção de próteses fixas convencionais ou implanto-suportadas, o modelo é, na realidade, o elo entre o paciente e o técnico de laboratório, e deve conter informações precisas sobre o caso a ser realizado, apresentar dureza, precisão, quase ou nenhuma alteração dimensional no decorrer do tempo, e facilidade de manuseio, reproduzindo fielmente os detalhes da cavidade bucal do paciente. Nesta réplica é que realizamos o enceramento, confecção e ajustes das estruturas metálicas.

O uso inadequado de materiais e o processamento precipitado destes, resulta em cópias imprecisas das estruturas bucais. A precisão desejada durante a fabricação de trabalhos reabilitadores depende diretamente da qualidade do modelo utilizado. Portanto, a confecção de uma restauração biomecanicamente aceitável requer do profissional conhecimentos e execução precisa de todas as etapas laboratoriais.

Para MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998), é difícil um modelo de trabalho que possua todas as características ideais e as mantenha inalteradas durante o tempo requerido para completar os procedimentos laboratoriais, com todas as exigências colocadas sobre este modelo durante as fases de elaboração das próteses.

Devido à facilidade de manipulação e à capacidade de adaptar-se adequadamente a cada material de impressão, os produtos de gesso são

aceitos quase que universalmente na obtenção de modelos. Porém, apresentam baixa resistência, limitada reprodução de detalhes, e dimensionalmente são tão sensíveis quanto a maioria dos materiais empregados em nosso meio.

Novas técnicas e materiais têm sido desenvolvidos e propostos para obter um modelo com características de exatidão que possam ser mantidas inalteradas ao longo do tempo. A combinação entre a tecnologia dos gessos e a investigação com materiais sintéticos, proporcionou o desenvolvimento de diferentes materiais de vazamento.

Gessos reforçados por resina, resinas epóxicas e resinas poliuretânicas têm sido investigados nas últimas três décadas e propostos para tentar corresponder a todas as expectativas desejadas dos modelos, apresentando-se, desta forma, alternativas viáveis aos gessos odontológicos.

As resinas apresentam alta resistência à compressão, ótima resistência à abrasão, nenhuma toxicidade, excelente habilidade para reproduzir detalhes de superfície, porém, desenvolvem uma contração de polimerização que altera as suas dimensões originais. Para MOSER et al. (1975), DERRIEN e STURTZ (1995), CHAFFEE et al. (1997a), os troquéis das resinas epóxicas e poliuretânicas são comparáveis aos do gesso em precisão dimensional.

Portanto, se erros clínicos e laboratoriais podem influenciar na adaptação passiva das próteses, identificar, quantificar e controlar estes

inconvenientes, torna-se indispensável nos processos de confecção das próteses implanto-suportadas.

O propósito deste estudo é o de avaliar o comportamento de materiais de vazamento utilizados na confecção de modelos de trabalho para próteses implanto-suportadas, com a finalidade de detectar as possíveis alterações dimensionais envolvidas, identificando, quantificando e verificando possíveis interações que venham a comprometer as características desejadas como ideais para a precisão destes modelos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Como nas técnicas protéticas convencionais, diversos fatores contribuem com diferentes magnitudes para a precisão final das próteses implanto-suportadas. A precisão de cada passo é importante para que a acurácia de todo o sistema seja obtida.

2.1 Considerações iniciais

Após vários anos de experiências clínicas bem documentadas, tornou-se evidente que os princípios da osseointegração desenvolvidos por Branemark ofereceram uma ancoragem previsível e com sucesso a longo prazo para a fixação de próteses no tratamento do edentulismo. A osseointegração implica em uma firme, direta e durável conexão entre o osso vital e o implante de titânio. Entretanto, nenhuma presença de tecido mole deve interpor o implante e o osso. A osseointegração pode ser obtida e mantida através de uma técnica cirúrgica atraumática, um longo período de cicatrização e uma adequada distribuição de forças quando em função. (ADELL et al., 1981).

Para RANGERT et al. (1989), a ancoragem do sistema consiste no implante, *abutment* e cilindro de ouro, os quais são conectados entre si por um parafuso para o *abutment* e outro para o cilindro de ouro. Esta unidade transfere a força resultante da mastigação para o osso. O desenho da prótese

e a posição do implante tem uma influência significativa no estresse ósseo e nos parafusos envolvidos.

Segundo NAERT et al. (1992), implantes em titânio comercialmente puro, em forma de parafuso, são inseridos na mandíbula de acordo com um protocolo cirúrgico bem definido. Após o período de cicatrização, o fenômeno da osseointegração ocorre, permitindo que *abutments* de titânio sejam adaptados aos implantes para a construção das próteses implanto-suportadas. Ambos, próteses e *abutments* são conectados aos implantes através de parafusos, e podem ser removidos dos implantes para ajustes técnicos.

De acordo com MAZURAT et al. (1994), implantes podem ser considerados inicialmente como um meio de suporte, retenção e estabilidade para próteses fixas ou removíveis. Estas próteses podem distribuir forças funcionais dentro de limites aceitáveis, garantindo uma função ótima; devolvendo a estética, o conforto e a facilidade de manutenção.

Para LEKHOLM (1998), a terapia dos implantes deve ser baseada no diagnóstico, plano de tratamento, procedimentos protéticos e cirúrgicos. Um bom tratamento é dependente destas etapas. Para um resultado protético com boa função e estética aceitável, o cirurgião deve criar uma ancoragem que possa reter a prótese planejada dentro de um plano de tratamento adequado. Ambos, cirurgião e protesista, se não forem a mesma pessoa, possuem a responsabilidade na execução dos passos planejados.

Implantes são utilizados para restaurar a perda de um dente ausente, reconstrução do esqueleto craniofacial, ancoragem para tratamento ortodôntico, e algumas situações como auxiliar no processo de formação óssea. Diferentes tamanhos, formas, materiais e superfícies são produzidos a todo momento, oferecendo soluções para várias situações clínicas, bem como induzindo a necessidade de pesquisa incessante para um uso clínico controlado e com bom senso. (BRUNSKI et al., 2000).

TAYLOR et al. (2000) destacaram a importância da osseointegração como um fator que modificou dramaticamente a terapia protética. A evolução desta tecnologia, e as mudanças observadas nesta ciência, proporcionaram um novo conhecimento revolucionário sobre o aspecto restaurador da cavidade bucal, e futuras investigações serão benéficas para esta modalidade de tratamento.

2.2 Adaptação passiva das próteses implanto-suportadas

Segundo SKALAK (1983), quando as próteses implanto-suportadas estão na posição correta, existe um íntimo contato metálico entre as superfícies pré-fabricadas. Caso isto não ocorra, uma alta concentração de estresse poderá ser produzida em função do desajuste, e resultar em desconforto do paciente, fratura da prótese, dos componentes, ou ainda eventual perda da osseointegração. Portanto, para obter a passividade destas próteses, seguir os princípios protéticos básicos torna-se essencial.

WORTHINGTON et al. (1987) sugeriram que falhas na obtenção da adaptação passiva resultariam em perda ou fratura do parafuso de ouro, do *abutment* ou da supra-estrutura. Além disto, o aumento do estresse poderia resultar em microfraturas e isquemia marginal do osso ao redor dos implantes.

Para ADELL et al. (1990) o alto grau de precisão requerido para obter a passividade é geralmente limitado por uma miríade de variáveis associadas aos componentes maquinados, à transferência de informação a nível clínico e à fabricação de próteses no laboratório.

ZARB e SCHMITT (1990) enfatizaram a importância em adaptar passivamente as próteses implanto-suportadas para prevenir complicações protéticas e eventual perda da osseointegração.

Para HUMPHRIES et al. (1990), o sucesso na reabilitação depende, em parte, de um preciso registro das estruturas que constituem a base de suporte da prótese. A impressão permite copiar precisamente e reproduzir as condições clínicas em um modelo-mestre.

Segundo EVANS (1997), as imprecisões clínicas e laboratoriais podem contribuir para erros na adaptação passiva das restaurações. Estas discrepâncias são detectadas durante o procedimento clínico, e freqüentemente a estrutura deve ser seccionada e soldada em uma nova relação. Quando a supra-estrutura para os implantes dentais é construída, o objetivo inicial é realizar uma estrutura que se adapte passiva e precisamente aos *abutments*.

WEE et al. (1999) descreveram uma equação da distorção, na qual citaram uma série de componentes que podem influenciar na passividade final das próteses implanto-suportadas. A equação foi descrita da seguinte forma:

$$\begin{aligned} & \text{Procedimento de impressão} \\ & + \\ & \text{Fabricação do modelo de trabalho} \\ & + \\ & \text{Fabricação do padrão de enceramento} \\ & + \\ & \text{Fabricação da supra-estrutura} \\ & + \\ & \text{Fabricação da prótese definitiva} \\ & + \\ & \text{Instalação da prótese definitiva} \\ & = \\ & \text{Distorção Final} \end{aligned}$$

Considerando estes componentes, fatores clínicos e laboratoriais foram citados como possíveis responsáveis pela imprecisão:

Componentes da equação da distorção	Fatores clínicos e laboratoriais
Procedimento de impressão	<ul style="list-style-type: none"> * Flexão mandibular * Técnica de impressão * Material de impressão * Tolerância mecânica entre <i>abutments</i> intra-bucais e <i>transfers</i> de impressão
Fabricação do modelo de trabalho	<ul style="list-style-type: none"> * Técnica de obtenção do modelo * Materiais de vazamento * Curvatura do arco de implantes * Tolerância mecânica entre <i>transfers</i> de impressão e análogos
Fabricação do padrão de enceramento	<ul style="list-style-type: none"> * Estrutura em acrílico * Distorção da cera * Tolerância mecânica entre análogos e cilindros de ouro
Fabricação da supra-estrutura	<ul style="list-style-type: none"> * Técnica de fundição convencional
Fabricação da prótese definitiva	<ul style="list-style-type: none"> * Aplicação de acrílico ou porcelana
Instalação da prótese definitiva	<ul style="list-style-type: none"> * Flexão mandibular * Variação individual na análise da passividade * Tolerância mecânica entre <i>abutments</i> intra-bucais e cilindros de ouro

WEE (2000) sugeriu que a distorção pode ser minimizada durante a fabricação da supra-estrutura no modelo de trabalho. A sua precisão depende do material de impressão utilizado, da técnica de impressão escolhida, da precisão do material de vazamento e da técnica para a obtenção do modelo-mestre.

2.3 Técnicas e materiais de moldagem

Técnicas e materiais de impressão são objetos de pesquisas clínicas e laboratoriais que envolvem a ciência dos materiais. Materiais rígidos e elásticos têm sido utilizados na Odontologia para duplicar o relacionamento e as dimensões dos tecidos moles e duros. A terapia com próteses utiliza materiais elásticos para a duplicação de superfícies dentais preparadas e não-preparadas, e a relação destas com os arcos. A análise de troquéis individuais e de modelos de arco completo propicia a compreensão das magnitudes e direções das alterações potenciais inerentes ao seu procedimento de confecção.

EAMES et al. (1979) examinaram a precisão e a estabilidade dimensional de três grupos de materiais de moldagem (poliéteres, siliconas e polissulfetos), utilizando gesso dental (Velmix) para a obtenção de modelos, e concluíram que qualquer material selecionado pode ser utilizado na clínica, desde que o vazamento em gesso seja imediato.

FINGER e OHSAWA (1983) estudaram a correlação existente entre três siliconas de adição e a precisão de modelos de gesso realizando moldagens e

vazamentos em temperaturas ambiente e a 37° C. Concluíram que a contração de presa das siliconas nas diferentes temperaturas não determinou uma efetiva contração nos troquéis produzidos nestes moldes.

Para SPECTOR et al. (1990), a técnica para a fabricação de uma supra-estrutura passiva para próteses implanto-suportadas pode ser realizada sobre os análogos posicionados em um modelo de trabalho obtido através de componentes metálicos que transferem precisamente a distância interimplantar para este modelo. Dois métodos são utilizados na transferência da posição do implante da boca para um modelo de trabalho. A transferência indireta necessita de um *transfer* cônico adaptado ao implante, no momento da impressão. Após concluído, o molde é retirado da boca e o *transfer* mantém-se em posição. Este é removido, unido ao análogo, e então posicionado no respectivo local da impressão. A técnica direta também necessita de um *transfer* que possui um parafuso que o une ao implante. A impressão é feita com uma janela na moldeira e, após completar a presa do material, o parafuso é afrouxado, permitindo que o *transfer* saia com o molde. Para os procedimentos laboratoriais, o análogo é unido ao *transfer* com o auxílio do parafuso. Os autores desenvolveram um modelo experimental para testar a precisão de três técnicas de moldagem para próteses implanto-suportadas, e dos componentes utilizados para a sua realização. As técnicas utilizadas foram: a associação de *transfers* quadrados unidos por resina acrílica autopolimerizável com um polissulfeto; a associação de *transfers* cônicos com um polivinilsiloxano; e por último a associação de *transfers* cônicos com uma silicona de condensação. Para todas as três técnicas utilizadas, análogos de

implantes foram unidos aos *transfers* de moldagem e foi utilizado gesso dental (Die-Keen) para a obtenção dos modelos. A análise da distorção envolveu uma comparação da relação entre os seis implantes de referência no modelo experimental, e os modelos de gesso resultantes das três técnicas. Estatisticamente, nenhuma diferença foi encontrada entre os métodos testados, o que levou os autores a sugerirem que possíveis mudanças dimensionais podem ser atribuídas ao material de moldagem, e ao posicionamento dos componentes mecânicos utilizados no processo de transferência.

A precisão de modelos de trabalho fabricados através de três técnicas de impressão foram medidas por HUMPHRIES et al. (1990), utilizando técnicas de impressão unidas ou não, com *transfers* quadrados, ou técnica de impressão com *transfers* cônicos não unidos associados a uma silicona de adição. Para simular as condições intrabucais, o modelo foi colocado em um banho de água a 37° C antes da tomada de impressão. Todos os moldes foram vazados com gesso (Velmix). Quando comparados com modelos-padrão, os pontos de referência no modelo dos implantes obtidos através de *transfers* cônicos ou quadrados (no centro rotacional dos implantes) demonstraram valores sem diferença significativa. A técnica de impressão com *transfers* cônicos reproduziram pontos de forma mais precisa que as técnicas de *transfer* quadrados unidos ou não.

CARR e SOKOL (1991) estudaram a precisão de modelos de trabalho produzidos através de duas técnicas de impressão recomendadas para implantes Nobelpharma. Uma estrutura-mestre foi utilizada para obter as

medidas em milímetros. Quatro esferas metálicas de 1,57mm foram colocadas nesta estrutura (duas pela vestibular e duas pela lingual), e foram transferidas para o modelo de gesso (Whip-Mix e Prima-Rock) através de impressões pela técnica direta e indireta. Os dados colhidos dos nove modelos obtidos não foram evidentes para que os autores concluíssem que a técnica de moldagem direta fosse a mais precisa.

Uma comparação na precisão de modelos de trabalho produzidos através de diferentes técnicas de impressão foi realizada por FENTON et al. (1991). Os autores utilizaram uma estrutura metálica realizada sobre um modelo metálico de um arco mandibular com cinco implantes Nobelpharma e 15 modelos foram realizados através de cada técnica: união de *transfers* quadrados com acrílico associados ao alginato; união de *transfers* quadrados com acrílico associados ao poliéter; *transfers* quadrados associados ao poliéter e *transfers* cônicos associados a um polivinilsiloxano. Os autores concluíram que os modelos mais aceitáveis foram aqueles que resultaram das técnicas de união.

RODNEY et al. (1991) avaliaram a precisão dimensional de dois *transfers* de moldagem (quadrado e cônico), ambos do sistema Branemark. Um modelo-mestre foi fabricado com duas réplicas metálicas de *abutments* e resina epóxica. Uma moldeira acrílica foi obtida, os *transfers* de impressão foram adaptados ao modelo-mestre e a moldagem foi realizada com Impregum. Foram obtidos 12 moldes para cada *transfer*, e as impressões foram medidas diretamente com o auxílio de um microscópio. Os autores concluíram que os

transfers quadrados foram significativamente mais precisos que os *transfers* cônicos em um nível de confiança de 95%.

CARR (1991) comparou os modelos de trabalho para a construção de próteses implanto-suportadas, obtidos a partir de duas diferentes técnicas de moldagem (direta e indireta). Utilizando um poliéter, produziu modelos com análogos através de *transfers* cônicos e quadrados e mediu a distância entre estes modelos comparando as medidas com as do modelo principal. O autor indicou a técnica direta com *transfers* quadrados como a mais precisa.

ASSIF et al. (1992) estudaram a influência dos procedimentos de moldagem na obtenção de modelos precisos que simulassem a prática clínica. Estes modelos resultaram de moldes obtidos por quatro diferentes procedimentos de moldagem: alginato em moldeira de estoque; poliéter em moldeira personalizada com pilares de moldagem unidos por resina acrílica; poliéter em moldeira personalizada sem união dos pilares de moldagem; e polivinilsiloxano em moldeira de estoque com pilares de moldagem unidos por resina acrílica. Todos os moldes obtidos foram vazados em gesso, e a adaptação da supra-estrutura realizada sobre os análogos dos implantes foi avaliada em cada modelo através do uso de microscópio. Os autores concluíram que nas técnicas em que utilizaram o uso da união com resina acrílica, o resultado foi considerado superior e aceitável em todos os modelos.

A precisão de modelos de gesso para a confecção de próteses implanto-suportadas, obtidos a partir de diferentes materiais de impressão, foi

investigada por INTURREGUI et al. (1993). Supra-estruturas metálicas foram construídas nestes modelos para avaliação da sua passividade, e os resultados revelaram que nenhuma das técnicas de impressão obteve absoluta passividade da supra-estrutura. Entretanto, somente o poliéter associado aos *transfers* de moldagem não unidos, resultou em um modelo de trabalho mais fiel. Para os autores, a união rígida dos *transfers* de moldagem pode ter alterado a expansão de presa do gesso, ocorrendo uma distorção na relação *inter-abutment* no modelo-mestre.

LIOU et al. (1993) avaliaram a precisão de três diferentes *transfers* de impressão cônicos utilizados com dois materiais elastoméricos de impressão. Diferentes operadores, em número de cinco, recolocaram os *transfers* na impressão. Os autores concluíram que nenhum dos *transfers* avaliados foram recolocados precisamente nos moldes, porém, não ocorreram diferenças significativas entre os dois materiais de impressão. Os autores salientaram que impressões precisas e modelos de trabalho são essenciais para os procedimentos protéticos convencionais. A transferência da exata posição dos implantes para um modelo de trabalho é muito importante devido à ausência de mobilidade dos implantes quando comparados aos dentes naturais. *Transfers* de impressão podem ser retidos na impressão e removidos da boca (*transfer* de impressão quadrado) ou retidos no implante e posteriormente removidos e recolocados na impressão (*transfer* de impressão cônico). Existem situações clínicas nas quais os *transfers* quadrados não podem ser utilizados, como exemplo, a limitação de espaço inter-arco, paciente com restrição de abertura,

ou dificuldade de acesso à região posterior da boca. Nestas situações, *transfers* cônicos são necessários.

Uma comparação na precisão de três diferentes técnicas de impressão (*transfers* cônicos, *transfers* quadrados e *transfers* quadrados unidos por resina acrílica) foi realizada por PHILLIPS et al. (1994), que não encontraram diferenças estatísticas entre a moldagem de transferência com *transfer* cônico e o quadrado, e os valores de distorção dos *transfers* quadrados sem união foram menores que os cônicos.

BURAWI et al. (1997) compararam a precisão dimensional de modelos de trabalho para próteses implanto-suportadas, obtidos a partir de um modelo-mestre com cinco implantes Bone-Lock. Para as técnicas de impressão, utilizaram *transfers* plásticos unidos com resina acrílica ou não, associados a uma silicona de adição. Examinando o efeito da técnica, a posição relativa do implante no modelo, e o plano das medidas, concluíram que a técnica com união produziu modelos com maior alteração do que as técnicas sem união na moldagem de múltiplos implantes.

Três técnicas de impressão utilizando três materiais de união foram avaliadas quanto à sua precisão por ASSIF et al. (1999). Um modelo metálico foi fabricado, e uma supra-estrutura metálica foi passivamente adaptada. Para cada material de união, 15 impressões foram realizadas. No grupo A, *transfers* de impressão foram unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável (Duralet) e impressões feitas com poliéter. No grupo B, resina acrílica *dual*

(Accuset) foi utilizada como material de união e poliéter utilizado como material de moldagem. Para o grupo C, material plástico para impressão (Kerr Snow White Plaster) foi utilizado como material de união e de impressão ao mesmo tempo. Os modelos de gesso obtidos foram medidos, e os autores concluíram que as técnicas realizadas no grupo A e C mostraram-se mais precisas que a do grupo B. Baseados nos resultados, sugeriram que o material plástico utilizado no grupo C, pode ser o material de escolha para pacientes edêntulos por ser de fácil manipulação, consumir menos tempo de trabalho e ser mais econômico.

WEE (2000) realizou um estudo “*in vitro*”, avaliando a precisão de modelos fabricados em gesso (Resin-Rock) através de diferentes materiais de impressão, e a força necessária para retirar a moldeira com os *transfers* de impressão. O uso do poliéter de consistência média ou da silicona de adição, foi recomendado para as impressões diretas por se apresentarem mais estáveis durante o procedimento de impressão. A força necessária para retirar a impressão com os *transfers* foi significativamente diferente para os materiais utilizados em ordem decrescente: poliéter, silicona de adição e polissulfeto.

HERBST et al. (2000) simularam em um modelo-mestre, impressões para a construção de próteses implanto-suportadas obtidas através de quatro diferentes técnicas de impressão: *transfers* cônicos; *transfers* quadrados; *transfers* quadrados unidos por resina acrílica; e *transfers* quadrados com extensão lateral não unidos. Todos os modelos foram obtidos em gesso dental (Velmix). A precisão dimensional obtida nos modelos foi excepcional para todas

as técnicas de impressão, e segundo os autores, qualquer técnica de impressão pode ser selecionada para realizar a moldagem com sucesso.

VIGOLO et al. (2000) avaliaram as diferenças no posicionamento tridimensional de implantes, utilizando duas diferentes técnicas de moldagem: na primeira, utilizaram *transfers* de impressão não modificados associados a um poliéter; na segunda, utilizaram o mesmo *transfer*, porém, modificado através de jateamento e adesivo para impressão, associado ao poliéter. Os modelos obtidos com *transfers* de impressão preparados com adesivo, demonstraram uma movimentação rotacional significativamente menor que os *transfers* de impressão não modificados.

2.4 Materiais de vazamento e modelos de trabalho

Embora não exista um material para modelos, que preencha as qualidades desejáveis, e ainda apresente compatibilidade com todos os materiais de impressão, o gesso tem sido o material escolhido e mais utilizado pelos clínicos e técnicos de laboratório. As qualidades desejáveis para um material de vazamento deveriam incluir: estabilidade dimensional, reprodução de detalhes, durabilidade, facilidade na manipulação, resistência e dureza superficial. Os protesistas estão na expectativa de um material ideal para modelos, que permita a sua utilização adequada em um curto espaço de tempo, sem o risco de fraturas, ou de inconvenientes alterações dimensionais, reproduzindo com acuracidade a condição bucal existente.

Em um estudo clássico de TORESKOG et al. (1966), os autores investigaram as mudanças dimensionais, dureza, resistência à abrasão, duplicação de detalhes e compatibilidade com os materiais de impressão de oito diferentes materiais para troquéis. Nenhum demonstrou ser superior em todas as propriedades. Os gessos foram superiores na precisão dimensional, tais como: Velmix, Velmix associado a um endurecedor, Velmix associado a Stalite, Silky-Rock, Glastone, e apresentaram expansão na ordem de 0,06 a 0,16%. Os troquéis feitos com material cerâmico, cimento silicofosfatado, e com resinas epóxicas, foram superiores quanto à resistência a abrasão, porém as resinas (Perma Rock e Devcom F2) apresentaram contração (-0,06 a -0,26%). A superfície dos troquéis eletrodepositados, cerâmicos, e cimento silicofosfatado, apresentaram excelente reprodução de detalhes.

VIEIRA e ARAÚJO (1967) pesquisaram o comportamento de modelos de gesso pedra (Herodent), obtidos através de dois materiais de moldagem (silicona e mercaptana), associados a diferentes líquidos de vazamento: água destilada, sulfato de potássio a 1%, bórax a 0,5%, sal de Rochelle a 2%; com diferentes intervalos para realizar as medidas (30, 60 e 120min), e concluíram que os modelos continuaram a expandir-se após a separação de molde-modelo, e em 120min, ainda foi observada pequena expansão de presa calculada através das medidas de variação na espessura do modelo de gesso. Para a mistura de gesso e água destilada, a variação foi de 0,05%.

A Especificação nº 25 da ADA (1972), classificou os gessos nos tipos I, II, III e IV. O gesso tipo IV foi identificado como sendo um material de alta resistência, com expansão máxima de presa após 2h em torno de 0,10%.

SPRATLEY e COMBE (1973) compararam a resistência dimensional e a reprodução de detalhes de três materiais para troquéis, contendo polímeros: Diemet, Goldex e Impredur, com o gesso Velmix. Para a verificação da precisão dimensional, um aparato metálico associado a uma moldeira metálica, foi utilizado com poliéster como material de moldagem. Os autores registraram contração de -0,85% para o Diemet, -1,02% para o Goldex, e -0,55% para o Impredur, em comparação com uma expansão de 0,45% do gesso Velmix. Concluíram que, apesar de sua contração de polimerização, estes materiais mostraram ser adequados clinicamente por apresentarem boa resistência à abrasão.

MOSER et al. (1975) compararam a estabilidade dimensional de uma resina epóxica (Epoxydent) com um gesso (Velmix), através de dois diferentes métodos de avaliação. No primeiro método, utilizaram uma barra metálica sobre a qual uma moldeira seria apoiada em *stops* de resina, para criar o espaço ideal do material de impressão. As moldagens foram realizadas com polissulfeto e vazadas imediatamente com resina epóxica ou gesso. Os modelos resultantes foram avaliados em marcações copiadas da barra metálica, através de um microscópio. No segundo método, utilizaram blocos demarcados com linhas de 25, 50 e 75 μ m, para avaliar simultaneamente as alterações dimensionais e a capacidade de reprodução de detalhes. Seis

corpos de prova foram confeccionados em resina e avaliados como no primeiro método. A resina apresentou uma contração de -0,064%, enquanto que o gesso teve uma expansão de 0,011%. Para os autores, os materiais de resina epóxica são similares ao gesso no tocante às características de manipulação, e fundições precisas podem ser obtidas através de seus troquéis, pois apresentam boa reprodução de detalhes, principalmente na área de término.

Estudando as resinas epóxicas através de um modelo metálico que representava um segmento edêntulo de uma arcada dental, VERMILYEA et al. (1979) encontraram vantagens no desempenho dos materiais testados (Epoxydent, Epoxy Die Material e Pri-Die) sobre o grupo controle (Gesso Velmix), quanto à resistência e dureza destes materiais ao longo do tempo. Porém, estas resinas demonstraram incompatibilidade com alguns materiais de impressão, contração de polimerização, e alterações dimensionais no 7º dia. A resina Epoxydent demonstrou expansão de $0,10\% \pm 0,2$ na primeira hora, e, após 7 dias, apresentou contração de $-0,11\% \pm 0,6$. A resina Epoxy Die apresentou contração de $-0,10\% \pm 0,5$ na primeira hora e teve alteração de $-0,11\% \pm 0,1$ em 24h e $-0,10\% \pm 0,3$ em 7 dias. Já a Pri-Die mostrou contração de $-0,03\% \pm 0,3$ nas primeiras 18h e $-0,10\% \pm 0,2$ em 7 dias. Os troquéis produzidos com Epoxydent desenvolveram expansão nas mensurações efetuadas nas primeiras 24 horas. O comportamento das três resinas foram similares, e possíveis diferenças foram explicadas como variação do lote, condições de armazenamento, idade ou modificações na formulação do produto.

Segundo SCHWARTZ et al. (1981), tanto a resina epóxica (Epoxydent) como o gesso (Silky-Rock) apresentaram bons resultados quando avaliados em sua precisão na dimensão linear. Observaram que a maioria dos troquéis eram imprecisos, com dimensões menores que a do padrão. As medidas do modelo-padrão foram estabelecidas em AC: 21,42mm \pm 0,049 (distância inter-preparos), BC: 4,774mm \pm 0,025 (distância entre as paredes dos preparos) e DE: 5,692mm \pm 0,038 (distância incisocervical). Para o gesso as distâncias foram:

- AC: 21,360mm \pm 0,049
- BC: 4,794mm \pm 0,022
- DE: 5,678mm \pm 0,040

Para a resina epóxica as distâncias foram:

- AC: 21,332mm \pm 0,042
- BC: 4,788mm \pm 0,022
- DE: 5,633mm \pm 0,014

Os autores enfatizaram que as variações que ocorreram no processo de obtenção dos troquéis poderiam ser compensadas pela manipulação de outras variáveis na técnica de fundição.

A estabilidade dimensional de resinas epóxicas (Epoxy Die, Coe Die, Pri-Die, Dentsply Epoxy Die) e sua compatibilidade com materiais de impressão (poliéter, polissulfeto e silicona de adição) foram investigadas por AIACH et al. (1984), que encontraram excelente compatibilidade entre as resinas epóxicas e as siliconas. Contrações entre -0,1 a -0,18% foram detectadas na primeira semana, e o comportamento dimensional das resinas associadas às siliconas

foi superior ao das resinas associadas aos polissulfetos, que resultaram em contração entre -0,2 a -0,27%. Todas as resinas testadas ainda apresentaram excelente reprodução de detalhes quando o poliéter e a sílica de adição foram utilizados como material de impressão.

A Especificação nº 25 da ADA (1989), incluiu os gessos de alta resistência e alta expansão como um grupo separado, o tipo V, sugerindo uma expansão de presa após 2h de no mínimo 0,10% e no máximo de 0,30%.

CAMPBELL et al. (1985) analisaram uma resina epóxica (Cerestore epoxy resin), à qual o fabricante sugeria a eliminação das limitações intrínsecas desta categoria de resina, tais como: pobre estabilidade dimensional, contração de polimerização, dificuldade de manipulação pela alta viscosidade, instabilidade com alterações de temperatura e a manutenção da alta resistência à abrasão; e a excelente habilidade em reproduzir os detalhes superficiais, através de um tratamento térmico. Dez corpos de prova foram submetidos a diferentes temperaturas (140°C, 145°C, 150°C, 155°C e 160°C), e medidas foram realizadas em 1, 24, 48h e 1 semana após o tratamento térmico. Os autores concluíram no tratamento térmico abaixo de 150°C, que as alterações dimensionais resultantes foram pequenas em comparação com as dimensões do modelo; porém, quando o tratamento térmico foi acima de 150°C, as alterações foram maiores. Antes do tratamento térmico, a resina apresentava contração de -0,4%. A expansão linear desta resina nas temperaturas de 140°C e 145°C foi de 0,14% e 0,43%, respectivamente, o que,

demonstra ser uma resina dimensionalmente estável, e o tratamento térmico da resina em 150°C, resultou em uma expansão similar ao gesso.

YAMAN e BRANDAU (1986) avaliaram fundições quanto à adaptação, retenção e selamento marginal. Estas fundições foram resultantes de troquéis fabricados com três resinas epóxicas (Epoxydent, Unitek e Pri-Die). Trinta impressões foram realizadas para obter troquéis destas resinas. Os troquéis foram utilizados somente 7 dias após sua polimerização. Cento e sessenta fundições foram realizadas e avaliadas por dois clínicos, de acordo com critérios específicos de qualidade, adaptação, retenção e selamento marginal, investigando, também, possíveis discrepâncias na fundição que as tornassem clinicamente inaceitáveis. A resina Unitek apresentou os melhores resultados. Os autores sugeriram, em função dos seus resultados, que as resinas podem ser utilizadas clinicamente.

BAILEY et al. (1988) analisaram a precisão dimensional de um troquel de resina epóxica em comparação com o gesso melhorado e a eletrodeposição por prata, através de um modelo metálico simulando um preparo. Três grupos experimentais foram testados: grupo 1: troquéis de gesso Die-Keen; grupo 2: troquéis de prata Yarter Tek; grupo 3: troquéis de resina epóxica Cerestore Epoxy. A resina recebeu um tratamento térmico por 2h a 160°C. Os troquéis eletrodepositados por prata apresentaram uma variação de 0,42%, a resina epóxica 0,60% e o gesso 0,78%. Não foi constatada diferença estatística na precisão dos três sistemas.

GREER e STEVENS (1988) verificaram a estabilidade dimensional de sistemas de modelos troquelados por meio da simulação de pilares de uma prótese fixa em um modelo-mestre metálico, no qual as impressões eram realizadas com uma moldeira ajustada e silicona de adição. Foram obtidos modelos com diferentes materiais de vazamento (gesso: Fuji-Rock, resina epóxica: Zeizer Blue Star e eletrodeposição de prata). Medidas foram tomadas dos preparos na distância entre os pilares em sua porção cervical e oclusal, e na altura dos pilares. Concluíram que os troquéis por eletrodeposição por prata foram insatisfatórios em comparação com o gesso e a resina epóxica. Os modelos obtidos em gesso apresentaram expansão em suas medidas de 0,01 a 0,15%, e contração de -0,19 a -0,74%. A resina também apresentou expansão e contração, na ordem de 0,04 a 0,20% e -0,16 a -0,96%, respectivamente.

As alterações dimensionais sagitais de troquéis foram analisadas por SCHÄFFER et al. (1989), que testaram dois gessos tipo IV (Die-Keen e Fuji-Rock), duas resinas epóxicas (Blue Star E e Metapox), uma resina poliuretânica (Blue Star P) e metalização com prata. Cinco modelos réplicas foram obtidos de cada material, e armazenados por uma semana em temperatura ambiente de 20 a 22° C e umidade relativa de 50 +/-10%. Após 7 dias, o gesso Die-Keen expandiu 0,02%, enquanto o Fuji-Rock contraiu -0,05%. Todas as resinas contraíram como a metalização com prata, porém esta alteração mostrou-se menos substancial com a resina poliuretânica (resina epóxica: -0,20 a -0,39%; resina poliuretânica -0,24 a -0,30%).

PRICE et al. (1991) determinaram a precisão dimensional de troquéis obtidos através da combinação de quatro materiais de impressão: Express, Perforum, Extrude, Impregum F; e três gessos tipo IV: Supra-Stone, Die-Keen, Silky-Rock. Um modelo-mestre metálico com medidas pré-estabelecidas em três direções (comprimento MI-DI: 3754 μ m, largura MI-MG: 1548 μ m, e altura MB-ML: 3965 μ m,) foi produzido especialmente para este estudo. Para cada material de impressão, 30 moldagens foram realizadas, totalizando 120 procedimentos. Os gessos foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante, e em cada grupo de 30 moldes de um único material, 10 moldes foram vazados com um tipo de gesso, definindo 12 combinações experimentais. Os autores concluíram que não existem interações estatisticamente significativas entre os troquéis de gesso e os materiais de impressão. Nenhuma combinação produziu um troquel consistentemente maior ou menor em todas as três direções. A diferença de porcentagem no tamanho entre o modelo-mestre e os troquéis de gesso foram de 0,61 a 0,79% na largura vestibulo-lingual; 0,13 a 0,37% no comprimento méso-distal; e 0,39 a 0,97% na altura ocluso-gengival. A combinação Extrude/Die-Keen apresentou o maior número de defeitos em seus troquéis.

BLOEM et al. (1991) mensuraram a precisão encontrada em troquéis realizados com eletrodeposição de prata, resinas epóxicas (Ortho-Bond resin, Epoxydent epoxy resin, George Taub epoxy die material) e resina poliuretânica (Alpha Die polyurethane die material), por meio de um sistema gráfico computadorizado, que utilizou um contorno tridimensional e uma medida de posição. Os dados obtidos foram comparados para determinar se existiam

diferenças nos sistemas para troquéis utilizados. Os autores identificaram diferenças estatisticamente significantes nas comparações dos contornos de superfícies entre as resinas epóxicas (média -139 a -192 $\mu\text{m}/\text{mm}^2$) e os troquéis de prata (-46 $\mu\text{m}/\text{mm}^2$), e que não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre as resinas epóxicas e a resina poliuretânica (-131 $\mu\text{m}/\text{mm}^2$). A réplica mais aceitável foi a do troquel de prata.

Avaliando a precisão de modelos obtidos a partir de gesso tipo IV, MILLSTEIN (1992) utilizou quatro tipos de gesso (Silky-Rock, Velmix, Super-Die, Die-Keen) para a obtenção de modelos de trabalho, através de impressões realizadas em um modelo metálico em forma de barra. Concluiu que todos os modelos alteraram, sendo que o Die-Keen apresentou a maior média de distorção ($0,983 \pm 0,06\text{mm}$), apresentando diferenças estatisticamente significantes para todos os grupos ($p < 0,001$). A média de distorção do Silky-Rock ($0,169 \pm 0,06\text{mm}$) e Velmix ($0,175 \pm 0,07\text{mm}$) não foi estatisticamente significativa entre eles, mas significativamente diferente do Super-Die ($p < 0,05$) que resultou uma média de distorção de $0,287 \pm 0,07\text{mm}$. Ainda sugeriu que os troquéis removíveis poderiam otimizar os efeitos da expansão e minimizar a distorção dos modelos.

HSU et al. (1993) avaliaram dois sistemas de modelos-mestres obtidos através de quatro diferentes técnicas de moldagem de transferência. Uma base metálica com quatro implantes e respectivos *abutments standart* foram posicionados simulando um arco dental. Dois implantes foram colocados na região de pré-molares direito e esquerdo, e a distância entre os *abutments* foi

medida em A-D: 41,432mm. Dois implantes foram colocados na região anterior e a distância foi medida em B-C: 23,196mm. A altura de cada *abutment* também foi previamente medida: A: 3,213mm, B: 3,187mm, C: 3,169mm e D: 3,049mm. Impressões com poliéter foram realizadas com quatro técnicas: *transfers* quadrados sem nenhuma esplintagem; *transfers* quadrados unidos entre si com fio dental associado à resina acrílica autopolimerizável; *transfers* quadrados unidos entre si com fio ortodôntico de 0,03 polegadas de diâmetro associado à resina acrílica autopolimerizável; e blocos de resina acrílica autopolimerizável pré-fabricados unidos aos *transfers* quadrados. As 14 impressões de cada técnica foram divididas em dois grupos iguais, vazados com gesso tipo IV (Fuji-Rock) e água destilada, identificando o grupo 1. O grupo 2 foi obtido com o mesmo gesso, porém o modelo foi seccionado em troquéis através do sistema Zeiser. Todas as medidas foram realizadas com um projetor de perfil. Mudanças verticais na altura de cada *abutment* nos modelos de gesso aumentaram em 0,025 a 0,035mm, enquanto que as distâncias na região anterior aumentaram em 0,05 a 0,065mm, e na região posterior entre 0,040 a 0,060mm. Os autores concluíam que o volume de resina acrílica utilizada na união dos *transfers* é um fator insignificante na transferência precisa dos implantes, e que não existe diferença significativa entre os *transfers* esplintados ou não. Com o sistema Zeiser foi possível obter redução da distorção *inter-abutment*, quando comparado com um modelo sólido, em torno de 0,05 a 0,1%.

ZANI (1993) avaliou o comportamento dimensional de três diferentes resinas epóxicas (Trock Dente, Epoxy Die e Sikadur 32) e um gesso tipo IV

(Poli-Rock) vazados em moldes de silicona de adição. Determinou as alterações dimensionais nos diâmetros cervical, oclusal e na altura da face vestibular. As resinas epóxicas contraíram sendo que a Sikadur 32 obteve uma média de contração de -0,41%. Já o gesso desenvolveu uma expansão na ordem de 0,10%, sendo que a região cervical demonstrou a maior expansão.

Em outro estudo, ZANI (1994) analisou o comportamento dimensional e a rugosidade superficial de materiais de vazamento para a obtenção de troquéis (Poli-Rock, Exadur, Sikadur 32 e Sikadur 32 associada ao Exadur) através de moldes realizados com silicona de adição. Concluiu que os modelos obtidos com os gessos tipo IV e V apresentaram expansão (média de 0,092% para o gesso Poli-Rock, e 0,230% para o Exadur), ao passo que aqueles confeccionados com resina epóxica apresentavam-se contraídos (média de -0,041%). A associação de resina epóxica com o gesso tipo V resultou em expansão. Quanto à capacidade de reprodução de detalhes, a resina epóxica demonstrou os melhores resultados, seguida pelo gesso tipo VI e a associação entre resina epóxica e gesso tipo V.

SCOTTI et al. (1994) estudaram a capacidade de reprodução e a rugosidade superficial de 11 diferentes tipos de materiais compatíveis com um elastômero (Gessos: Fuji-Rock, Prima-Rock, Silky-Rock, Bluejey, Titanit, Velmix; resinas epóxicas: Epoxy, Diemet; resinas poliuretânicas: Purofit, Pik Topp, Steady-Plast), através de um estereomicroscópio em aumento de 40 vezes e um perfilômetro eletrônico. As resinas apresentaram uma superfície mais lisa que a dos gessos, mas possuíram uma menor capacidade de

reprodução dos ângulos, e os gessos Prima-Rock, Bluejey e Titanit demonstraram os melhores resultados na capacidade de reprodução de detalhes de linhas e ângulos.

DERRIEN e LE MENN (1995) avaliaram a precisão e a reprodução dos detalhes, utilizando três materiais para troquéis: gesso odontológico (Fuji-Rock), resina epóxica (Epoxydent epoxy resin) e resina poliuretânica (Steady-Plast polyurethane resin). Um modelo calibrado com diferentes degraus de profundidade de 1 μ m a 46 μ m foi utilizado com um material de moldagem à base de polivinilsiloxano. Os modelos obtidos através dos três materiais de vazamento foram submetidos ao microscópio eletrônico de varredura, e a uma análise bidimensional da superfície com um projetor de perfil. Os resultados revelaram que o gesso artificial não reproduziu detalhes menores que 20 μ m devido à sua estrutura cristalina (o cristal do gesso possui um tamanho de 15 a 25 μ m), e que as resinas epóxicas e as resinas poliuretânicas foram similares, reproduzindo detalhes de 1 a 2 μ m, porém a resina poliuretânica apresentou maior facilidade de manipulação, um custo mais baixo que a resina epóxica e um futuro promissor com a possibilidade de melhorias adicionais em sua estabilidade dimensional, associada a uma excelente capacidade de reprodução de detalhes.

DERRIEN e STURTZ (1995) compararam as variações dimensionais e a força transversal entre o gesso artificial, resina epóxica e resina poliuretânica. Sílica foi sucessivamente adicionada à resina poliuretânica em proporções de 20, 40 e 60% em peso. As alterações nas propriedades físicas das resinas

foram investigadas, sendo que os modelos de gesso, após 1 semana, mantiveram-se estáveis (média de 14,9841mm), enquanto que as resinas produziram um modelo diminuído, e a contração de polimerização continuou durante a semana seguinte, resultando em um menor volume dos materiais (média da resina epóxica: 14,9471mm e resina poliuretânica: 14,9167mm). Ao ser incorporada sílica na resina poliuretânica, a contração de polimerização foi substancialmente mais baixa e proporcional à quantidade de sílica (20%: 14,9390mm; 40%: 14,9606mm; 60%: 14,9660mm). Quanto à força transversal, a resina epóxica demonstrou uma força quatro vezes maior que o gesso, de forma que os modelos de trabalho com este material raramente fraturam apesar das áreas mais delgadas. Para os autores, a fragilidade do gesso é particularmente óbvia em preparos dentários longos e finos. Já as resinas poliuretânicas são naturalmente flexíveis, e raramente fraturam, mesmo em áreas mais delgadas. Porém, isto diminuiu acentuadamente quando a carga de sílica foi adicionada à mistura.

CHAFFEE et al. (1997a) avaliaram o comportamento dimensional de uma resina epóxica (Ivoclar epoxy resin die material) e de um gesso tipo IV (Silky-Rock) na reprodução de um modelo. Apesar do gesso apresentar uma baixa resistência à abrasão, variação potencial na reprodução de detalhes, resistência à tração inadequada, freqüentemente é o material selecionado, pelo seu baixo custo, facilidade de uso e por produzir resultados consistentes. Já as resinas proporcionam dimensões mais apuradas que o gesso e são mais resistentes à abrasão. Um modelo metálico em forma tronco-cônica foi confeccionado para este estudo. Duas linhas perpendiculares cruzando o

centro da superfície oclusal e uma na superfície axial foram realizadas. Moldagens foram obtidas com moldeiras individuais associadas ao adesivo e ao polivinilsiloxano, e vazadas em gesso e resina epóxica. As medidas foram realizadas com um microscópio de aumento de 25x e precisão de mensuração de 0,001mm. Os resultados desta investigação indicaram que o gesso e a resina epóxica forneceram um grau semelhante de precisão dimensional quando combinados com o polivinilsiloxano, de menos de 0,3% em todas as dimensões.

Em outro estudo similar, CHAFFEE et al. (1997b) avaliaram e compararam a exatidão de uma resina epóxica (Ivoclar epoxy resin die material) e um gesso tipo IV (Silky-Rock) na reprodução das dimensões de um arco completo. Um arco mandibular de metal foi utilizado como modelo-mestre. Três pinos foram colocados para produzir pontos de referência. Os modelos foram obtidos e avaliados como na pesquisa anterior. Modelos produzidos com resina epóxica e gesso produziram um grau de exatidão clínica dimensional semelhante na reprodução de um modelo de arco total. Os modelos produzidos com a resina epóxica ficaram abaixo do tamanho dimensional (-0,05% a -0,3%). Já os modelos com gesso expandiram 0,06 a 0,07%.

Para MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998), quando o gesso é misturado, mesmo em condições ideais, ele sofre uma fase inicial de contração, seguida por uma fase de expansão progressiva. Esta expansão (tanto volumétrica como linear) é o elemento crítico, difícil de determinar, e representa uma variável importante para obter-se exatidão. Sugeriram a

utilização de balança de precisão, água destilada e espatulador a vácuo. O modelo sofre um processo de alterações que finda em 6 a 7 dias. Portanto, uma certa quantidade de expansão residual final será inevitável. Descrevem que o seccionamento e a fabricação do modelo deve ser rápida, e que em seguida o modelo deve ficar em descanso, longe da umidade, durante pelo menos 5 a 7 dias antes que qualquer procedimento seja executado. Para os autores, ainda não foi possível eliminar completamente toda a expansão linear porque o seccionamento do modelo só pode ser realizado após a expansão ter iniciado. Esta é a razão para que a técnica de soldagem seja indicada para a união de próteses fixas.

PAQUETTE et al. (2000) compararam a precisão de resinas epóxicas com a dos gessos, utilizando quatro grupos distintos (resina epóxica, resina epóxica associada a um retardador de presa, gesso de alta expansão, e gesso reforçado por resina). Dez troquéis foram obtidos de cada material a partir de moldes de um padrão metálico. A resina epóxica associada a um retardador apresentou a menor média de alterações dimensionais quando comparadas ao padrão metálico, porém os materiais epóxicos demonstraram uma maior variabilidade que os gessos: gesso Die-Keen: 0,45%; gesso Resin-Rock: 0,16%; resina epóxica Ivoclar associada a um retardador de presa: -0,06%; resina epóxica Ivoclar: -0,25%.

As alterações dimensionais lineares, os detalhes de reprodução, a dureza de superfície, a resistência à abrasão e a força transversal de dois gessos reforçados por resina (Resin-Rock e Milestone), uma resina epóxica

(Epoxy-Die) e dois gessos convencionais tipo IV (Silky-Rock e Die-Stone) foram estudados por DUKE et al. (2000). Concluíram que todos os produtos de gesso expandiram em média de 0,07%. Para o Silky-Rock: 0,09%; Die-Stone: 0,07%; Resin-Rock: 0,08%; Milestone: 0,08%, enquanto que as resinas epóxicas contraíram durante a presa em média de -0,05%, e apresentaram a melhor capacidade de reprodução (os gessos reproduziram 17 μ m, enquanto a resina reproduziu consistentemente 1 μ m), a melhor resistência à abrasão e a maior força transversal. O gesso tipo IV exibiu uma melhor dureza de superfície quando comparado com as resinas, e os gessos reforçados não foram significativamente superiores aos gessos tipo IV. Sugeriram que alterações na técnica de obtenção dos modelos de resina epóxica sejam melhor avaliadas devido a sua contração de polimerização, pois, em geral, apresentaram as melhores propriedades físicas.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Após analisar a literatura sobre os materiais de vazamento para modelos de trabalho, constataram-se diferentes técnicas e produtos, divergentes informações e resultados, e poucas pesquisas envolvendo a precisão dimensional de modelos de trabalho utilizados para a construção de próteses implanto-suportadas, visto que este é um dos principais fatores citados como responsáveis pela distorção, que influenciam na obtenção da passividade final das estruturas metálicas para estas próteses.

3.1 Objetivo Geral

Analisar o comportamento dimensional do modelo de trabalho para a obtenção de próteses implanto-suportadas, quando se utilizam diferentes materiais de vazamento (gesso tipo IV, gesso tipo V, gesso reforçado por resina, e resina poliuretânica).

3.2 Objetivos Específicos

- Analisar o comportamento dimensional linear do modelo de trabalho, utilizando diferentes materiais.
- Comparar o comportamento destes materiais entre si.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Foram utilizados os seguintes materiais:

a) gesso pedra tipo IV: Troquel Quatro

(Polidental, São Paulo, SP, Brasil)

lote: 7892985001492

validade: 18/ago/2002;

b) gesso pedra tipo V: Exadur

(Polidental, São Paulo, SP, Brasil)

lote: 7892985001775

validade:01/dez/2002;

c) gesso pedra reforçado por resina: Rock Plus - resinado tipo IV

(Polidental, São Paulo, SP, Brasil)

lote: experimental

validade: lote experimental;

d) resina poliuretânica Quartz Die

(Zhermack, Labordental, São Paulo, SP, Brasil)

lote: QDO5K

validade: fev/2002;

- e) silicona de condensação de alta consistência: Zetaplus
(Zhermack, Labordental, São Paulo, SP, Brasil)
lote: CO201 A
validade: 07/2002;
- f) silicona de condensação massa leve Oranwash
(Zhermack, Labordental, São Paulo, SP, Brasil)
lote: C0196 TG
validade: 07/2002;
- g) endurecedor Indurent gel
(Zhermack, Labordental, São Paulo, SP, Brasil)
lote: C1330 T
validade: 01/2003;
- h) luvas plásticas descartáveis para manipulação da silicona;
- i) resina acrílica autopolimerizável Duraley (Reliance Dental Mfg. Co.,
Wort, IL, USA);
- j) cera pegajosa Pason (Indústria e Comércio de Materiais
Odontológicos LTDA, São Paulo, SP, Brasil);
- k) implantes de titânio Master Screw 3,75 x 15mm (Conexão, São
Paulo, SP, Brasil);
- l) *transfers* cônicos de impressão 57 CNB (Conexão, São Paulo, SP,
Brasil);
- m) análogos 13 CNB (Conexão, São Paulo, SP, Brasil).

4.2 Dispositivos

Foram utilizados os seguintes dispositivos:

- a) base metálica de cobre com pinos para localização;
- b) moldeiras metálicas padronizadas com guias de inserção à base metálica;
- c) muralha de borracha;
- d) seringa plástica de moldagem (Jon Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil);
- e) estilete (Stanley S.A., São Paulo, SP, Brasil).

4.3 Aparelhos

Foram utilizados os seguintes aparelhos:

- a) máquina de medição por coordenadas CNC modelo ZMC 550 (Zeiss, Alemanha);
- b) cabeçote apalpador *high speed scanning*, com sensor de rubi de 3mm de diâmetro (Zeiss, Alemanha);
- c) balança de precisão Acculab - modelo VI 400 (Acculab, Newtown, USA);
- d) bureta graduada (Laborglass, São Paulo, SP, Brasil);
- e) espatulador a vácuo (Degussa-Hülls, Alemanha);
- f) umidificador (Kapas, São Paulo, SP, Brasil);
- g) vibrador de bancada (Odonto Larcon, São Paulo, SP, Brasil);
- h) panela de pressão à seco Guipoll (Guipoll Equipamentos Odontológicos Ltda, Marília, SP, Brasil).

4.4 Método

4.4.1 Base metálica

Uma base metálica especialmente confeccionada para este estudo foi realizada em cobre com as seguintes dimensões: 11,0 x 5,0 x 5,0cm, e três perfurações eqüidistantes para permitir a fixação de um implante em cada orifício. Dois pinos de localização foram colocados na base para permitir a idêntica inserção e remoção das moldeiras. Um lado da base foi identificada como vestibular por uma etiqueta contendo: modelo-mestre, com a finalidade de padronização das moldagens.

Três implantes (Master-Screw 3,75 x 15mm, Conexão, São Paulo, SP, Brasil) foram posicionados no centro das perfurações e unidos à base metálica através de resina acrílica autopolimerizável (Durailey, Reliance Dental Mjg. Co., Wort, IL, USA), em uma disposição triangular, paralelos entre si, com distâncias definidas por AB, BC e AC. (FIG. 1).



FIGURA 1: Modelo-mestre

4.4.2 Moldeiras

Cinco moldeiras em aço inox foram fabricadas com guias para os pinos de localização da base metálica, com dimensão de 8,0 x 2,0 x 2,0cm, simulando uma moldeira de estoque do tamanho I3 (Tenax Inox, São Paulo, SP, Brasil).

Uma retenção nas bordas superiores da moldeira foi criada para que o material de moldagem pudesse ficar retido no espaço interno, de forma similar a de uso clínico. (FIG. 2).

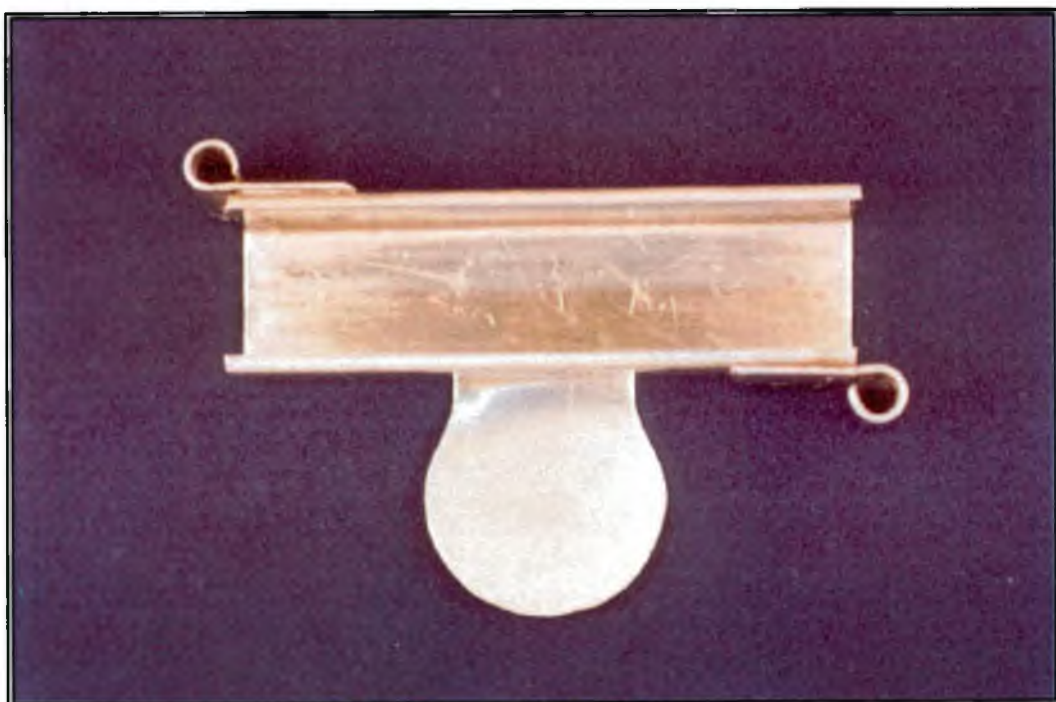


FIGURA 2: Moldeira

4.4.3 *Técnica de moldagem*

Quarenta moldagens foram realizadas com silicona de condensação pesada e leve (Zetaplus e Oranwash, São Paulo, SP, Brasil), através da técnica de moldagem em um único estágio, na temperatura ambiente. O material pesado (Zetaplus) foi manipulado manualmente com o auxílio de luvas descartáveis, enquanto que o leve (Oranwash) foi manipulado sobre o bloco de papel com uma espátula metálica e levado aos implantes com auxílio de uma seringa de moldagem.

Para a dosagem do material pesado, as instruções do fabricante foram seguidas, utilizando a colher de medida e separando quatro porções do material. Esta quantidade de material foi colocada na palma da mão do operador, e o medidor foi pressionado sobre a massa por quatro vezes. Para cada colher medidora utilizada, uma linha do mesmo comprimento de endurecedor (Indurent gel, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizada (4cm). O material foi misturado com a ponta dos dedos por aproximadamente 30s até obter uma cor homogênea. O material manipulado foi então acomodado na moldeira.

Para a dosagem do material leve, as instruções do fabricante foram seguidas, aplicando o Oranwash sobre o bloco de espatulação que acompanha o Kit, dentro da escala de dosagem. Sete medidas deste material foram utilizadas, para a mesma extensão de endurecedor (Indurent gel). O material foi completamente misturado com espátula metálica, pressionando de um lado para o outro, e em sentido inverso. Esta operação foi repetida por 30s, até obter uma mistura homogênea de cor laranja. Com auxílio de uma seringa

plástica para moldagem, este material foi rapidamente levado aos implantes/*transfers* cônicos, e a massa densa acomodada à moldeira foi adaptada em posição através dos pinos de localização. Cuidado foi tomado, para que o cabo da moldeira estivesse sempre posicionado para o lado identificado como vestibular da base, com uma etiqueta denominando esta face por: modelo-mestre.

A técnica de moldagem escolhida para a transferência de posicionamento da plataforma dos implantes foi a indireta, através de *transfers* cônicos (Conexão, São Paulo, SP, Brasil). Três *transfers* foram adaptados manualmente e a moldagem em um único estágio foi realizada.

4.4.4 Preparo do molde

Inicialmente os excessos de material de impressão endurecido foram removidos das bordas da moldeira com um estilete, para que a adaptação da muralha de borracha não fosse prejudicada.

Os *transfers* cônicos utilizados durante a moldagem foram removidos dos implantes da base, e análogos (Conexão, São Paulo, SP, Brasil) foram unidos à estes *transfers*. O conjunto *transfer*/análogo foi posicionado no molde, cuidando para que os *transfers* voltassem sempre a sua posição original. Para tal, apenas um operador realizou sempre esta operação, com iluminação direta e uso de um refletor odontológico.

Uma muralha de borracha foi especialmente confeccionada com a finalidade de confinar o material de vazamento ao molde, dando ao corpo de

prova sempre a mesma forma final, e garantindo uma quantidade de material de vazamento padronizada para todos os corpos de prova. Após o molde estar pronto, e os conjuntos *transfers*/análogos posicionados, esta muralha foi posicionada com apoio na extremidade metálica da moldeira, e fixada à parede metálica com o auxílio de cera pegajosa (Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil). (FIG. 3).

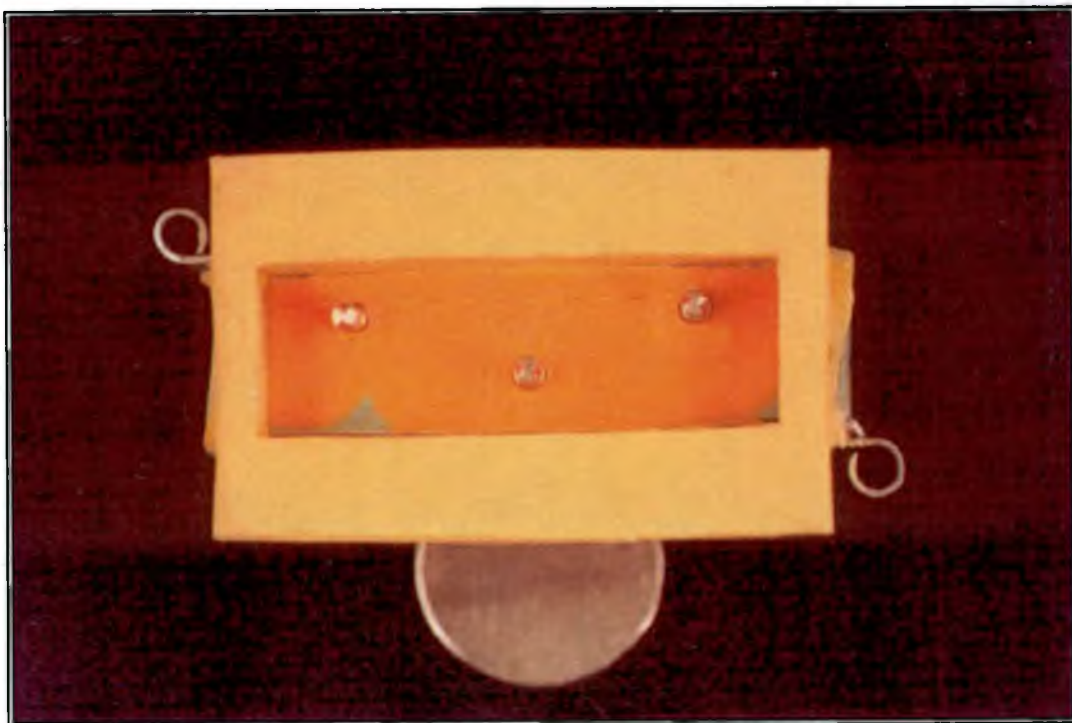


FIGURA 3: Molde preparado

4.4.5 Obtenção dos corpos de prova

Com o molde preparado e associado à muralha de borracha, os seguintes materiais de vazamento foram utilizados, resultando em quatro grupos experimentais: (FIG. 4 e 5)

Grupo 1: vazamento com gesso tipo IV: dez corpos de prova.

Grupo 2: vazamento com gesso tipo V: dez corpos de prova.

Grupo 3: vazamento com gesso reforçado por resina:
dez corpos de prova.

Grupo 4: vazamento com resina poliuretânica: dez corpos de prova.



FIGURA 4: Gessos testados



FIGURA 5: Resina poliuretânica

Estes vazamentos foram realizados aleatoriamente, e após obtidos, os 40 corpos de prova foram armazenados longe da umidade e devidamente catalogados conforme o exemplo: (FIG. 6)

Grupo gesso tipo IV: Grupo 1

Corpo de prova nº 01: identificado como G1nº1

Corpo de prova nº 02: identificado como G1nº2

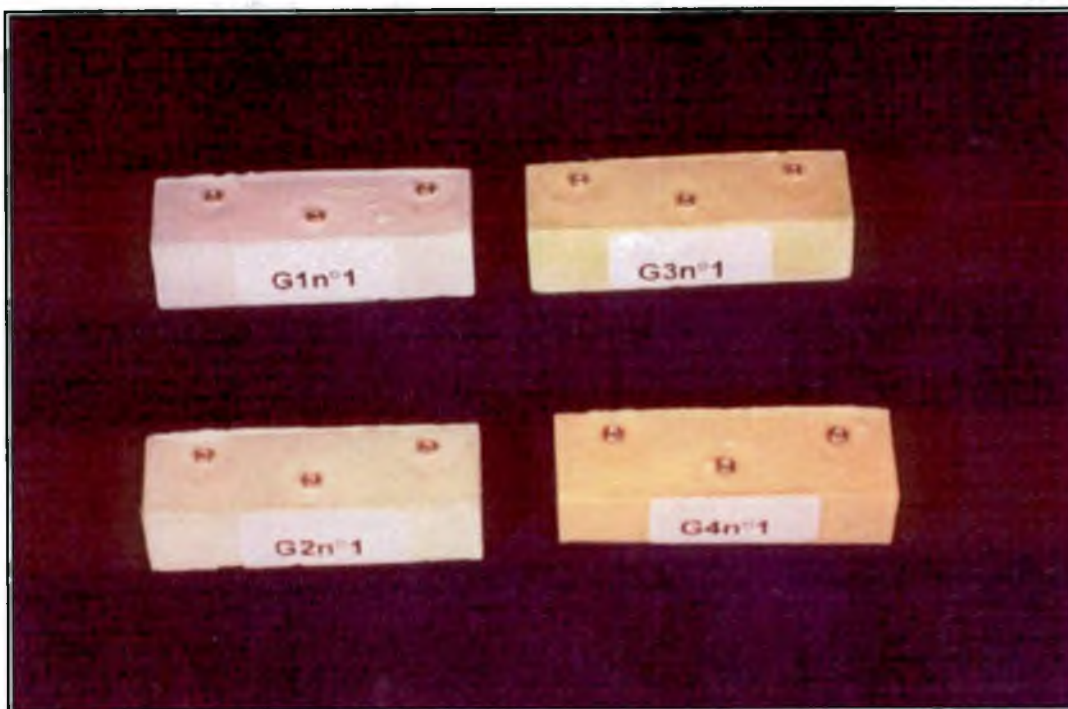


FIGURA 6: Corpos de prova

4.4.5.1 Técnica de vazamento para o gesso tipo IV

O gesso Troquei Quatro (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Cinquenta gramas de gesso foram misturadas com 11ml de água destilada, empregando uma proporção peso/volume de 100g/20ml. Para padronização, o gesso foi previamente pesado com o auxílio de uma balança de precisão (Acculab, Newtown, USA) e acomodado em sacos plásticos identificados. O gesso foi sempre do mesmo lote para todos os moldes. O pó foi adicionado à água, e

uma espátula manual utilizada para incorporá-lo até formar uma massa homogênea sem resíduo de pó. Imediatamente, espatulação a vácuo (Degussa-Hülls, Alemanha), em baixa rotação (350 a 450 RPM), durante 20s, foi aplicada. Com um instrumento de ponta fina, a mistura foi cuidadosamente colocada dentro da impressão, com o auxílio de um vibrador (Odonto Larcon, São Paulo, SP, Brasil). Após o vazamento, o conjunto foi mantido por 60min em um umidificador (Kapas, São Paulo, SP, Brasil). Todos os vazamentos foram realizados imediatamente após o molde ser obtido (EAMES, 1979).

4.4.5.2 *Técnica de vazamento para o gesso tipo V*

O gesso Exadur (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Cinquenta gramas de gesso foram misturadas com 11ml de água destilada, empregando uma proporção peso/volume de 100g/20ml, da mesma forma que na técnica 4.4.5.1.

4.4.5.3 *Técnica de vazamento para o gesso reforçado por resina*

O gesso Rock Plus (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Cinquenta gramas de gesso foram misturadas com 11ml de água destilada, empregando uma proporção peso/volume de 100g/20ml, da mesma forma que nas técnicas 4.4.5.1 e 4.4.5.2. Apenas uma alteração foi sugerida pelo fabricante: que a cuba utilizada para a espatulação do gesso fosse molhada previamente, e o excesso de água retirado antes de dispensar a água.

4.4.5.4 Técnica de vazamento para a resina poliuretânica

A resina poliuretânica Quartz Die (Zhermack, Labordental, São Paulo, SP, Brasil) é composta de base, endurecedor (*hardener*), pó (*filler*), dosadores para o pó, espátulas, recipientes graduados para a sua manipulação, e um separador específico (QD Separador) para moldes à base de poliéter. Seguindo as instruções do fabricante, para um arco completo 10ml de base foram dosadas no recipiente graduado. Em outro recipiente, 5ml de endurecedor foram dosados, seguindo uma proporção de 2:1 (base: endurecedor). Três medidas rasas de pó foram acrescentadas à base, e misturadas até obter uma massa homogênea. O endurecedor foi associado à base previamente carregada pelo pó, e misturada intensivamente por mais 30s. Com o molde de silicone limpo, seco e preparado com os análogos e a muralha de borracha, a resina foi vertida com o auxílio de um vibrador de gesso (Odonto Larcon, São Paulo, SP, Brasil). Para evitar a incorporação de bolhas de ar no modelo, os moldes vazados com resina foram colocados em uma panela de pressão a seco Guipoll (Guipoll Equipamentos Odontológicos Ltda), com 2 a 4bar de pressão por 5min, imediatamente após o vazamento. Após este período, os moldes foram retirados da panela de pressão, e os modelos separados do molde após 55min, para completar o intervalo de 1h indicado pelo fabricante.

A resina poliuretânica é um material específico para a fabricação de modelos de trabalho. É particularmente indicada para a reprodução de moldes à base de silicone. Por ser um material de alta fluidez, reproduz com perfeição os detalhes. É estável dimensionalmente, e resiste à abrasão e compressão.

Seu modelo pode ser cortado, desgastado e trabalhado sem alterar as suas propriedades físicas. O fabricante alerta que, para evitar contaminações indesejáveis, é necessário reservar um dos recipientes graduados exclusivamente para o endurecedor. Deve-se fechar os frascos imediatamente após o uso, não inverter as tampas dos frascos durante o fechamento, limpar os recipientes graduados com álcool etílico, manter o material em local fresco e seco para evitar alterações no tempo de validade. Um sedimento branco no fundo do frasco da base é normal e não prejudica a qualidade do produto, não sendo necessário misturá-lo antes do uso.

4.4.6 Características dos materiais utilizados

4.4.6.1 Gesso tipo IV

Propriedades físicas (Informações do fabricante):

Consistência 19 a 21ml de água	100g de pó
Tempo de trabalho	5min
Tempo de presa	10min
Expansão de presa	0,09%
Composição sulfato de cálcio	99%
Resistência à compressão, úmido	8.500 PSI – 600 Kg/cm ²
Resistência à compressão, seco	18.000 PSI – 1270 Kg/cm ²

4.4.6.2 Gesso tipo V

Propriedades físicas (Informações do fabricante):

Consistência 19 a 21ml de água	100g de pó
Tempo de trabalho	4min
Tempo de presa	8 a 10min
Expansão de presa	0,20%
Composição sulfato de cálcio	99%
Resistência à compressão, úmido	8.500 PSI – 600 Kg/cm ²
Resistência à compressão, seco	18.000 PSI – 1270 Kg/cm ²

4.4.6.3 Gesso reforçado por resina

Propriedades físicas (Informações do fabricante):

Consistência 19ml de água	100g de pó
Tempo de trabalho	7min
Tempo de presa	10min
Expansão de presa	0,07% (linear)
Composição sulfato de cálcio	99%
Resistência à compressão, úmido	9.000 PSI – 635 Kg/cm ²
Resistência à compressão, seco	18.425 PSI – 1300 Kg/cm ²

4.4.6.4 Resina poliuretânica

Propriedades físicas (Informações do fabricante):

Tempo de manipulação	1min
Tempo de trabalho	2min
Variação dimensional após 1h	0,000 % (linear)
Variação dimensional após 24h	-0,025% (linear)
Compressão dinanométrica	1.2mm (carga aplicada 10.000N)
Resistência à flexão	239,63 Kg/cm ²
Resistência à abrasão	458mm ² (carga aplicada 5N)

4.5 Método de avaliação

Os 30 corpos de prova obtidos com os gessos foram armazenados por 7 dias, para que, de acordo com MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998), o processo de alteração dimensional já estivesse cessado. Os 10 corpos de prova obtidos com a resina poliuretânica foram medidos após 24h (de acordo com as informações técnicas do fabricante).

As medições dos corpos de prova foram realizadas no Laboratório de Medições por Coordenadas (LABMETRO) da Fundação Centros de Referência em Tecnologias Inovadoras (CERTI) da Universidade Federal de Santa Catarina.

Os corpos de prova e modelo-mestre foram medidos 715 vezes nas distâncias (AB, BC e AC) entre os centros dos implantes (A, B e C), através da Máquina de Medição por Coordenadas CNC 550 (Zeiss, Alemanha). (FIG. 7).

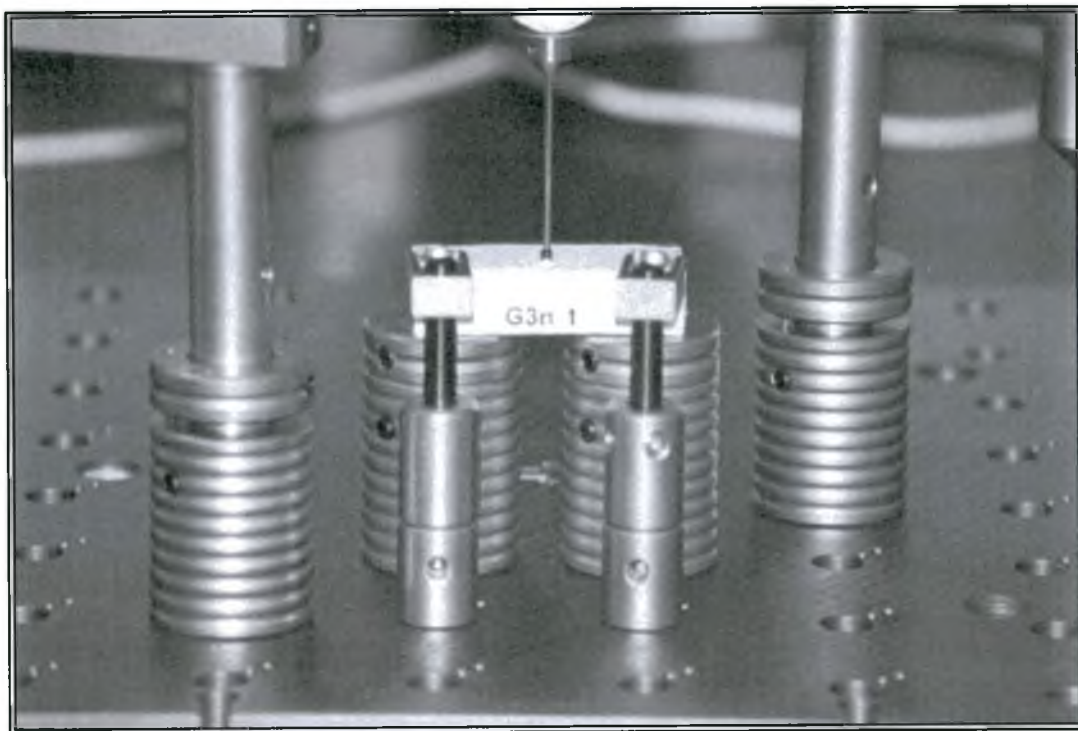


FIGURA 7: Máquina de medições por coordenadas

Como plano de referência, o aparelho adotou a superfície superior do modelo-mestre e dos corpos de prova. Para determinação dos pontos A, B e C (centro dos implantes), utilizou-se a estratégia da apalpação autocentrada, que

consiste em posicionar um apalpador esférico de diâmetro maior que o diâmetro do orifício do implante, no centro do orifício. As coordenadas do centro do orifício correspondem, então, às coordenadas do centro do apalpador. Este apalpador esférico consiste de um sensor de rubi de 3mm de diâmetro. (FIG 8 e 9).

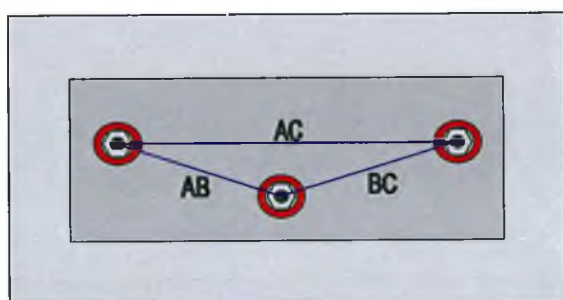


FIGURA 8: Distâncias AB, BC e AC

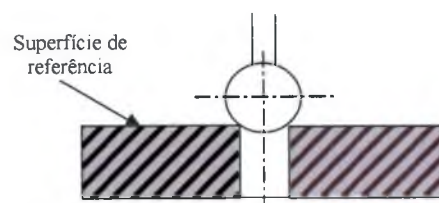


FIGURA 9: Apalpação autocentrada

Todas as medidas foram realizadas em uma temperatura controlada de $20 \pm 0,3$ °C e umidade relativa de $50 \pm 10\%$. Estima-se uma incerteza de medição de $\pm 0,003$ mm para cada medição individual, que corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados deste estudo estão apresentados em milímetros e disponíveis nas tabelas subsequentes. Afim de que as medidas tivessem um resultado mais preciso, foram realizadas mensurações de cada distância por cinco vezes, e a média e o desvio padrão foram calculados.

Para comparação com os grupos experimentais, as distâncias AB, BC e AC do modelo-mestre também foram obtidas da mesma forma.

TABELA 1: Distâncias do modelo-mestre

Distância	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad
AB	23,7326	23,7325	23,7325	23,7328	23,7334	23,7328	0,0004
BC	23,7050	23,7049	23,7049	23,7049	23,7049	23,7049	0,0000
AC	45,2027	45,2030	45,2027	45,2032	45,2037	45,2031	0,0004

As distâncias de referência do grupo-controle para comparação com os grupos experimentais são:

- AB: 23,7328mm
- BC: 23,7049mm
- AC: 45,2031mm

Grupo 1: Gesso tipo IV

TABELA 2: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância AB

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G1nº1	23,6617	23,6610	23,6612	23,6616	23,6605	23,6612	0,0005
G1nº2	23,5965	23,5964	23,5963	23,5962	23,5962	23,5963	0,0001
G1nº3	23,6082	23,6083	23,6084	23,6083	23,6084	23,6083	0,0001
G1nº4	23,6606	23,6608	23,6608	23,6601	23,6604	23,6605	0,0003
G1nº5	23,7600	23,7600	23,7598	23,7600	23,7599	23,7599	0,0001
G1nº6	23,7305	23,7308	23,7303	23,7305	23,7303	23,7305	0,0002
G1nº7	23,6673	23,6682	23,6670	23,6671	23,6674	23,6674	0,0005
G1nº8	23,6321	23,6320	23,6320	23,6320	23,6319	23,6320	0,0001
G1nº9	23,7675	23,7674	23,7675	23,7676	23,7677	23,7675	0,0001
G1nº10	23,6965	23,6967	23,6964	23,6964	23,6964	23,6965	0,0001

Os corpos de prova de nº 1, 2, 3, 4, 6, 7, 8 e 10 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 5 e 9.

TABELA 3: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância BC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G1nº1	23,6315	23,6310	23,6310	23,6313	23,6303	23,6310	0,0005
G1nº2	23,6050	23,6047	23,6047	23,6046	23,6046	23,6047	0,0002
G1nº3	23,5580	23,5579	23,5580	23,5579	23,5580	23,5580	0,0001
G1nº4	23,6188	23,6187	23,6186	23,6187	23,6186	23,6187	0,0001
G1nº5	23,7301	23,7302	23,7302	23,7302	23,7301	23,7302	0,0001
G1nº6	23,6840	23,6841	23,6839	23,6840	23,6839	23,6840	0,0001
G1nº7	23,5923	23,5923	23,5925	23,5924	23,5924	23,5924	0,0001
G1nº8	23,6048	23,6047	23,6046	23,6048	23,6046	23,6047	0,0001
G1nº9	23,7620	23,7620	23,7621	23,7621	23,7622	23,7621	0,0001
G1nº10	23,6295	23,6295	23,6294	23,6295	23,6294	23,6295	0,0001

Os corpos de prova de nº 1, 2, 3, 4, 6, 7, 8 e 10 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 5 e 9.

TABELA 4: Corpos de prova do grupo 1 – Medidas da distância AC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G1n°1	45,1842	45,1838	45,1841	45,1844	45,1843	45,1842	0,0002
G1n°2	45,1546	45,1548	45,1550	45,1548	45,1550	45,1548	0,0002
G1n°3	45,1649	45,1650	45,1651	45,1648	45,1650	45,1650	0,0001
G1n°4	45,2077	45,2080	45,2081	45,2071	45,2080	45,2078	0,0004
G1n°5	45,1631	45,1631	45,1626	45,1631	45,1629	45,1630	0,0002
G1n°6	45,2027	45,2029	45,2026	45,2025	45,2025	45,2026	0,0002
G1n°7	45,2333	45,2341	45,2330	45,2331	45,2332	45,2333	0,0004
G1n°8	45,1763	45,1764	45,1765	45,1762	45,1764	45,1764	0,0001
G1n°9	45,1781	45,1777	45,1779	45,1778	45,1778	45,1779	0,0002
G1n°10	45,2390	45,2393	45,2390	45,2391	45,2391	45,2391	0,0001

Os corpos de prova de nº 1, 2, 3, 5, 6, 8 e 9 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 4, 7 e 10.

Grupo 2: Gesso tipo V

TABELA 5: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância AB

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G2n°1	23,6683	23,6709	23,6703	23,6711	23,6716	23,6704	0,0013
G2n°2	23,7895	23,7904	23,7901	23,7898	23,7897	23,7899	0,0004
G2n°3	23,7001	23,7003	23,7001	23,7000	23,7003	23,7002	0,0001
G2n°4	23,8548	23,8548	23,8547	23,8546	23,8547	23,8547	0,0001
G2n°5	23,6869	23,6869	23,6868	23,6864	23,6867	23,6867	0,0002
G2n°6	23,6875	23,6877	23,6876	23,6875	23,6878	23,6876	0,0001
G2n°7	23,6821	23,6826	23,6823	23,6825	23,6823	23,6824	0,0002
G2n°8	23,7467	23,7467	23,7467	23,7466	23,7466	23,7467	0,0001
G2n°9	23,6888	23,6887	23,6888	23,6886	23,6888	23,6887	0,0001
G2n°10	23,8273	23,8272	23,8271	23,8273	23,8272	23,8272	0,0001

Os corpos de prova de nº 1, 3, 5, 6, 7 e 9 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 2, 4, 8 e 10.

TABELA 6: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância BC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G2nº1	23,6938	23,6964	23,6957	23,6966	23,6971	23,6959	0,0013
G2nº2	23,6932	23,6930	23,6931	23,6930	23,6930	23,6931	0,0001
G2nº3	23,5889	23,5890	23,5889	23,5888	23,5889	23,5889	0,0001
G2nº4	23,5870	23,5870	23,5871	23,5869	23,5870	23,5870	0,0001
G2nº5	23,7175	23,7174	23,7173	23,7172	23,7173	23,7173	0,0001
G2nº6	23,5507	23,5506	23,5506	23,5507	23,5507	23,5507	0,0001
G2nº7	23,5247	23,5248	23,5247	23,5249	23,5247	23,5248	0,0001
G2nº8	23,7061	23,7063	23,7065	23,7065	23,7067	23,7064	0,0002
G2nº9	23,5623	23,5622	23,5623	23,5622	23,5622	23,5622	0,0001
G2nº10	23,6355	23,6356	23,6355	23,6356	23,6355	23,6355	0,0001

Os corpos de prova de nº 1, 2, 3, 4, 6, 7, 9 e 10 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 5 e 8.

TABELA 7: Corpos de prova do grupo 2 – Medidas da distância AC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G2nº1	45,3291	45,3288	45,3292	45,3291	45,3291	45,3291	0,0002
G2nº2	45,4398	45,4404	45,4401	45,4397	45,4398	45,4400	0,0003
G2nº3	45,3225	45,3224	45,3222	45,3225	45,3228	45,3225	0,0002
G2nº4	45,4209	45,4207	45,4211	45,4209	45,4211	45,4209	0,0002
G2nº5	45,2302	45,2302	45,2301	45,2296	45,2301	45,2300	0,0003
G2nº6	45,3070	45,3073	45,3070	45,3072	45,3071	45,3071	0,0001
G2nº7	45,2922	45,2925	45,2925	45,2923	45,2923	45,2924	0,0001
G2nº8	45,3173	45,3167	45,3171	45,3167	45,3167	45,3169	0,0003
G2nº9	45,2967	45,2964	45,2967	45,2963	45,2965	45,2965	0,0002
G2nº10	45,3802	45,3800	45,3799	45,3802	45,3800	45,3801	0,0001

Todos os corpos de prova expandiram.

Grupo 3: Gesso reforçado por resina

TABELA 8: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância AB

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G3nº1	23,7074	23,7073	23,7071	23,7072	23,7075	23,7073	0,0002
G3nº2	23,5971	23,5971	23,5971	23,5971	23,5970	23,5971	0,0000
G3nº3	23,6718	23,6716	23,6715	23,6714	23,6715	23,6716	0,0002
G3nº4	23,5583	23,5584	23,5580	23,5580	23,5578	23,5581	0,0002
G3nº5	23,6867	23,6865	23,6865	23,6861	23,6864	23,6864	0,0002
G3nº6	23,8032	23,8032	23,8030	23,8032	23,8029	23,8031	0,0001
G3nº7	23,6749	23,6751	23,6752	23,6752	23,6753	23,6751	0,0002
G3nº8	23,6462	23,6460	23,6461	23,6459	23,6462	23,6461	0,0001
G3nº9	23,7483	23,7439	23,7440	23,7486	23,7487	23,7467	0,0025
G3nº10	23,6735	23,6738	23,6739	23,6737	23,6738	23,6737	0,0002

Os corpos de prova de nº 1, 2, 3, 4, 5, 7, 8 e 10 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 6 e 9.

TABELA 9: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância BC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G3nº1	23,7392	23,7391	23,7390	23,7391	23,7393	23,7391	0,0001
G3nº2	23,6008	23,6007	23,6007	23,6007	23,6007	23,6007	0,0000
G3nº3	23,6800	23,6798	23,6799	23,6798	23,6799	23,6799	0,0001
G3nº4	23,5786	23,5785	23,5783	23,5784	23,5784	23,5784	0,0001
G3nº5	23,8882	23,8881	23,8881	23,8878	23,8880	23,8880	0,0002
G3nº6	23,7805	23,7805	23,7805	23,7804	23,7803	23,7804	0,0001
G3nº7	23,6898	23,6900	23,6900	23,6901	23,6902	23,6900	0,0001
G3nº8	23,5766	23,5766	23,5767	23,5767	23,5769	23,5767	0,0001
G3nº9	23,6115	23,6119	23,6117	23,6117	23,6118	23,6117	0,0001
G3nº10	23,6149	23,6150	23,6151	23,6151	23,6151	23,6150	0,0001

Os corpos de prova de nº 2, 3, 4, 7, 8, 9 e 10 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 1, 5 e 6.

TABELA 10: Corpos de prova do grupo 3 – Medidas da distância AC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G3n°1	45,1073	45,1071	45,1071	45,1071	45,1074	45,1072	0,0001
G3n°2	45,2606	45,2610	45,2608	45,2608	45,2605	45,2607	0,0002
G3n°3	45,2534	45,2532	45,2530	45,2530	45,2531	45,2531	0,0002
G3n°4	45,1714	45,1745	45,1732	45,1744	45,1742	45,1735	0,0013
G3n°5	45,0548	45,0549	45,0549	45,0544	45,0545	45,0547	0,0002
G3n°6	45,3519	45,3497	45,3506	45,3514	45,3518	45,3511	0,0009
G3n°7	45,1981	45,1985	45,1984	45,1982	45,1983	45,1983	0,0002
G3n°8	45,1331	45,1330	45,1330	45,1329	45,1331	45,1330	0,0001
G3n°9	45,3655	45,3622	45,3625	45,3657	45,3658	45,3643	0,0018
G3n°10	45,2378	45,2379	45,2381	45,2379	45,2380	45,2379	0,0001

Os corpos de prova de n° 1, 4, 5, 7 e 8 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de n° 2, 3, 6, 9 e 10.

Grupo 4: Resina poliuretânica

TABELA 11: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância AB

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G4n°1	23,5923	23,5923	23,5926	23,5925	23,5924	23,5924	0,0001
G4n°2	23,4893	23,4893	23,4893	23,4893	23,4893	23,4893	0,0000
G4n°3	23,6024	23,6023	23,6021	23,6021	23,6019	23,6022	0,0002
G4n°4	23,5868	23,5866	23,5866	23,5867	23,5865	23,5866	0,0001
G4n°5	23,4732	23,4726	23,4725	23,4724	23,4722	23,4726	0,0004
G4n°6	23,5060	23,5104	23,5105	23,5104	23,5104	23,5095	0,0020
G4n°7	23,5150	23,5149	23,5145	23,5147	23,5146	23,5147	0,0002
G4n°8	23,5263	23,5286	23,5270	23,5273	23,5277	23,5274	0,0009
G4n°9	23,6797	23,6798	23,6800	23,6798	23,6800	23,6799	0,0001
G4n°10	23,6462	23,6460	23,6459	23,6461	23,6459	23,6460	0,0001

Todos os corpos de prova contraíram.

TABELA 12: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância BC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G4n°1	23,5594	23,5593	23,5596	23,5595	23,5595	23,5595	0,0001
G4n°2	23,6665	23,6668	23,6668	23,6670	23,6671	23,6668	0,0002
G4n°3	23,8179	23,8186	23,8191	23,8196	23,8198	23,8190	0,0008
G4n°4	23,6954	23,6954	23,6955	23,6957	23,6956	23,6955	0,0001
G4n°5	23,5679	23,5683	23,5690	23,5694	23,5696	23,5688	0,0007
G4n°6	23,6202	23,6250	23,6256	23,6257	23,6259	23,6245	0,0024
G4n°7	23,5323	23,5324	23,5323	23,5323	23,5323	23,5323	0,0000
G4n°8	23,4774	23,4781	23,4781	23,4780	23,4780	23,4779	0,0003
G4n°9	23,5496	23,5498	23,5500	23,5499	23,5500	23,5499	0,0002
G4n°10	23,8169	23,8172	23,8174	23,8177	23,8176	23,8174	0,0003

Os corpos de prova de nº 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8 e 9 contraíram, enquanto que expansão foi observada nos corpos de prova de nº 3 e 10.

TABELA 13: Corpos de prova do grupo 4 – Medidas da distância AC

Corpo de Prova	1ª medida	2ª medida	3ª medida	4ª medida	5ª medida	Média	Desv. Pad.
G4n°1	45,0464	45,0464	45,0467	45,0465	45,0465	45,0465	0,0001
G4n°2	44,8790	44,8790	44,8789	44,8790	44,8788	44,8789	0,0001
G4n°3	45,0619	45,0618	45,0615	45,0612	45,0612	45,0615	0,0003
G4n°4	45,0231	45,0230	45,0230	45,0228	45,0228	45,0229	0,0001
G4n°5	44,9773	44,9758	44,9762	44,9764	44,9751	44,9762	0,0008
G4n°6	44,8849	44,8851	44,8848	44,8847	44,8847	44,8848	0,0002
G4n°7	44,9608	44,9605	44,9604	44,9606	44,9606	44,9606	0,0001
G4n°8	44,8878	44,8887	44,8872	44,8873	44,8875	44,8877	0,0006
G4n°9	45,1230	45,1232	45,1231	45,1231	45,1235	45,1232	0,0002
G4n°10	44,9625	44,9624	44,9619	44,9621	44,9619	44,9622	0,0003

Todos os corpos de prova contraíram.

Os dados das TAB. 2 a 13 estão resumidos na TAB. 14.

TABELA 14: Médias e desvios padrões

Grupo	Distância	Média	Desvio Padrão
G1	AB	23,6780	0,06
	BC	23,6415	0,06
	AC	45,1904	0,03
G2	AB	23,7334	0,07
	BC	23,6261	0,07
	AC	45,3335	0,06
G3	AB	23,6765	0,07
	BC	23,6759	0,10
	AC	45,2133	0,10
G4	AB	23,5620	0,07
	BC	23,6311	0,12
	AC	44,9804	0,08

5.1 Análise estatística dos resultados

A análise estatística das alterações dimensionais dos modelos de trabalho para construção de próteses implanto-suportadas foi realizada com o teste de Análise de Variância (ANOVA) a um critério. As comparações múltiplas para os grupos experimentais foram realizadas pelo teste de Scheffé, ao nível de 0,01 de significância ($p < 0,01$).

Os resultados verificados na análise estatística são apresentados nas tabelas que se seguem:

TABELA 15: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância AB.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Entre grupos	0,1555924	3	5,186414E-02	11,68	p<0,0001
Dentro de grupos	0,1598494	36	4,440262E-03
Total	0,3154419	39

O sinal estatístico “..” indica que não se aplica dado numérico.

As comparações múltiplas realizadas entre as medidas dos quatro grupos experimentais, através do teste de Scheffé e a nível de 0,01 de significância, mostraram que, na medida AB, o grupo 4 apresentou alteração dimensional estatisticamente significativa, sob a forma de contração, enquanto que os grupos 1, 2 e 3 mostraram-se estatisticamente equivalentes, ou seja, não apresentaram alterações dimensionais significantes quando comparados com o controle.

TABELA 16: Resultados das comparações múltiplas da distância AB, entre os grupos 1, 2, 3, 4 e controle.

Teste de Scheffé ($p < 0,01$)

Grupo	Material testado	Alteração dimensional (mm)
G4	Resina poliuretânica	23,562
G3	Gesso reforçado por resina	23,676
G1	Gesso tipo IV	23,678
G2	Gesso tipo V	23,733
Controle	Modelo-mestre	23,7328

* A barra vertical indica equivalência estatística.

TABELA 17: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância BC.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Entre grupos	1,511553E-02	3	5,03851E-03	0,60	P=0,6182
Dentro de grupos	0,3015021	36	8,375059E-03
Total	0,3166177	39

Para as medidas da distância BC, as comparações múltiplas não são realizadas, pois não houve diferença estatística significativa entre os grupos testados e o controle.

TABELA 18: Análise de variância a um critério para os resultados obtidos com as medidas da distância AC.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Entre grupos	0,64619	3	0,2153967	39,44819	p<0,0001
Dentro de grupos	0,1965687	36	5,460242E-03
Total	0,8427587	39

As comparações múltiplas realizadas entre as medidas dos quatro grupos experimentais, através do teste de Scheffé e a nível de 0,01 de significância, mostraram que, na distância AC, alterações dimensionais estatisticamente significantes foram observadas no grupo 4 sob a forma de contração, e no grupo 2 sob a forma de expansão, enquanto que os grupos 1 e 3 mostraram-se estatisticamente equivalentes, ou seja, não apresentaram alterações dimensionais significantes quando comparados com o controle .

TABELA 19: Resultados das comparações múltiplas da distância AC, entre os grupos 1, 2, 3, 4 e controle.

Teste de Scheffé (p<0,01)

Grupo	Material testado	Alteração dimensional (mm)
G4	Resina poliuretânica	44,98
G1	Gesso tipo IV	45,19
Controle	Modelo-mestre	45,20
G3	Gesso reforçado por resina	45,21
G2	Gesso tipo V	45,33

* A barra vertical indica equivalência estatística

As médias das alterações observadas nas diferentes distâncias medidas em milímetros foram transformadas em porcentagem, correlacionadas com o tipo de alteração dimensional e apresentadas na TAB.20 e GRAF. 1:

TABELA 20: Tabela das porcentagens e do tipo de alteração dimensional

Grupo	Distâncias	Porcentagens	Alteração
G1	AB	-0,23%	Contração
	BC	-0,27%	Contração*
	AC	-0,028%	Contração
G2	AB	0,002%	Expansão
	BC	-0,33%	Contração*
	AC	0,29%	Expansão
G3	AB	-0,24%	Contração
	BC	-0,12%	Contração*
	AC	0,022%	Expansão
G4	AB	-0,72%	Contração
	BC	-0,32%	Contração*
	AC	-0,49%	Contração

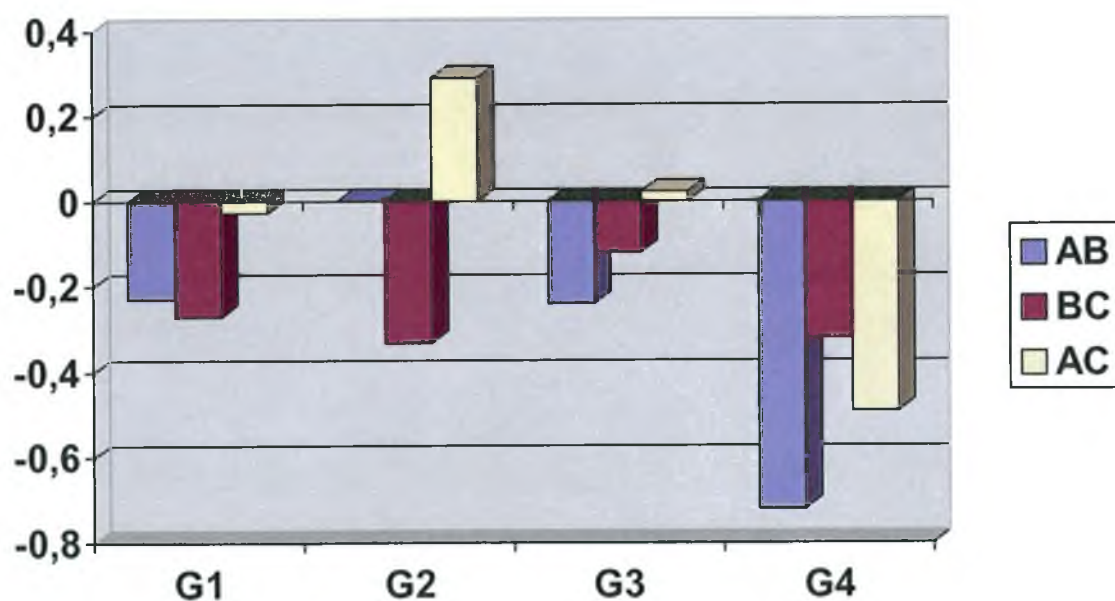


GRÁFICO 1: Porcentagens e tipo de alteração dimensional

* Os dados da distância BC não foram estatisticamente significantes.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Alterações dimensionais são esperadas em um modelo de trabalho, visto que esta réplica reproduz indiretamente a situação dentária original através de materiais artificiais, e, porém, é sobre este modelo que confeccionamos o trabalho protético.

Vários materiais para a confecção de modelos tem sido estudados e propostos na literatura (TORESKOG et al., 1966; MOSER et al., 1975; VERMILYEA et al., 1979; CAMPBELL et al., 1985; YAMAN e BRANDAU, 1986; MILLSTEIN, 1992; ZANI, 1993; ZANI, 1994; DUKE, 2000), na tentativa de confeccionar um modelo de trabalho que venha a preencher os requisitos desejados, e minimizar as alterações laboratoriais durante a fabricação da supra-estrutura.

Concordamos com HUMPHRIES et al. (1990) e EVANS (1997), que a somatória de erros clínicos e laboratoriais, contribui para a desadaptação das restaurações, tanto implanto-suportadas quanto convencionais. Ao almejarmos a passividade das estruturas protéticas sobre implantes osseointegrados, sabemos que o produto protético possui uma distorção final inevitável, devido à inúmeros fatores clínicos e laboratoriais, como relatado por WEE et al. (1999). Controlar, conhecer e quantificar esta distorção é importante para minimizarmos nossos erros, e obtermos cada vez mais a precisão ideal

desejada para as restaurações protéticas, tão bem discutida e proposta por MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998).

Reabilitar um paciente edêntulo ou parcialmente edêntulo com implantes osseointegrados, não é uma tarefa que se faz ou se consegue sem esforços. Quando confecciona-se uma prótese convencional, utiliza-se como referência para a restauração, a condição radicular e dentária existente. Construir uma prótese implanto-suportada requer do clínico conhecimentos apropriados para devolver esta referência perdida através de implantes, e, desta forma, ancorar passivamente nossas próteses como citam RANGERT et al. (1989), ADELL et al. (1990), ZARB e SCHMITT (1990).

É relevante quando SKALAK (1983) e LEKHOLM (1998) enfatizam a importância em observar princípios e procedimentos protéticos rotineiros ao realizarmos trabalhos com implantes osseointegrados. Portanto, a condição básica para qualquer tratamento protético é realizar as etapas clínicas e laboratoriais cautelosamente. Para WEE (2000), planejamento prévio, preparo de boca, procedimentos de impressão e modelos de trabalho precisos são requisitos para o sucesso.

Considerando ser uma destas etapas laboratoriais, neste estudo, avaliamos a estabilidade dimensional de diferentes materiais de vazamento utilizados em modelos de trabalho para próteses implanto-suportadas, através das mensurações realizadas em distâncias lineares inter-implantares pré-estabelecidas. Ao estudarmos estes modelos, investigamos um dos fatores

responsáveis pela distorção final citada por WEE et al. (1999). Todos os modelos foram vazados em moldes do mesmo material de impressão, e os 30 corpos de prova obtidos com os gessos foram armazenados por 7 dias antes da medição, enquanto que os 10 corpos de prova de resina poliuretânica foram medidos após 24h. Os dados resultantes foram transformados em porcentagem, para nos permitir a comparação dos resultados.

Os percentuais de alterações dimensionais da resina poliuretânica encontrados neste estudo (-0,49% e -0,72%) determinaram maiores contrações que as encontradas por DERRIEN e STURTZ (1995), que foram de -0,22% e por SCHÄFFER et al. (1989), que encontraram -0,24% e -0,30%. Apesar das alterações da distância BC não se mostrarem estatisticamente significantes, dados similares (-0,32%) aos trabalhos de DERRIEN e STURTZ (1995) e SCHÄFFER et al. (1989) são identificados. Porém, devido ao fato de existirem poucos estudos sobre a estabilidade dimensional de resinas poliuretânicas para modelos de trabalho, se compararmos nossos resultados com as resinas epóxicas, mais dados aproximados serão encontrados: SPRATLEY e COMBE (1973): -0,55 e -1,02%; SCHWARTZ et al. (1981): -0,41 e -1,036%; CAMPBELL et al. (1985): -0,4% e ZANI (1993): -0,41%.

As mensurações de todos os modelos foram tomadas em três distâncias diferentes. Observamos que o grau de contração da resina poliuretânica variou de uma distância para a outra. A distância AB apresentou -0,72%, -0,32% da distância BC e -0,49% da distância AC. Os resultados encontrados foram similares aos de SCHWARTZ et al. (1981), que estudaram distâncias pré-

definidas em modelos de gesso ou resina epóxica. Similar ao nosso estudo, os modelos de resina investigados por SCHWARTZ et al. (1981) através das medidas estabelecidas como AC, DE e BC, também contraíram de forma variável: -0,41% para a medida AC, -1,036% para a medida DE e nenhuma alteração dimensional na medida BC. Isto sugere que a contração que ocorre com as resinas epóxicas e poliuretânicas não é um fenômeno uniforme. Este dado por nós confirmado, foi observado por PAQUETTE et al. (2000) e descrito como variabilidade dimensional, pois, além da contração presente nas resinas não ser uniforme devido as diferenças entre tamanho e forma, ela ocorre tridimensionalmente e como um fenômeno peculiar do material.

Para DERRIEN e LE MENN (1995) a resina poliuretânica é um material com excelente capacidade na reprodução de detalhes, baixo custo, e facilidade de manipulação. Porém, segundo SCOTTI et al. (1994), apesar da ótima qualidade superficial das resinas, a contração desenvolvida durante o percurso da polimerização faz a resina afastar-se do molde, resultando em modelos menos nítidos que os modelos de gesso. Para solucionar este problema, DERRIEN e LE MENN (1995), sugeriram que numerosas camadas de espaçador deveriam ser utilizadas para produzir uma fundição mais aceitável. Acreditamos que esta conduta pode tornar-se questionável, visto que, na prática é difícil controlar o volume de espaçador através da quantidade de contração, ou compensar a contração quando modelos de arco completo são utilizados, como é o caso dos modelos para a construção de próteses implanto-suportadas utilizados em nossa pesquisa.

Para o controle da contração, DERRIEN e STURTZ (1995) sugeriram a incorporação de sílica à resina poliuretânica, e verificaram que um acréscimo de 60% de sílica alterava o comportamento dimensional desta resina, resultando em uma expansão de 0,11% e aproximando-se do comportamento dimensional dos gessos. CAMPBELL et al. (1985), BAILEY et al. (1988) e PAQUETTE et al. (2000) utilizaram um tratamento térmico para as resinas epóxicas. O princípio do tratamento térmico é a relação entre o aumento da temperatura e a expansão da resina, que se dá pela quebra da união do polímero, resultando em uma expansão próxima à dos gessos. Ressaltamos que este procedimento merece uma atenção especial, visto que as resinas apresentam qualidades desejáveis como material para modelos. Porém, torna mais complexos os passos para obtenção dos modelos de trabalho, principalmente quando comparados com os gessos.

A contração é um fenômeno tão marcante no comportamento dimensional das resinas, que todos os corpos de prova do grupo 4 contraíram nas medidas AB e AC, e na menor medida BC, oito corpos de prova contraíram, enquanto que apenas os corpos de prova G4n°3 e G4n°10 apresentaram pequena expansão não estatisticamente significativa de 0,1141mm e 0,1125mm, respectivamente. A contração das resinas poliuretânicas e epóxicas já foi anteriormente avaliada e apresentada na literatura por TORESKOG et al. (1966), SPRATLEY e COMBE (1973), MOSER et al. (1975), VERMILYEA et al. (1979), SCHWARTZ et al. (1981), AIACH et al. (1984), CAMPBELL et al. (1985), YAMAN e BRANDAU (1986), SCHÄFFER et al. (1989), BLOEM et al. (1991), ZANI (1993, 1994), DERRIEN e STURTZ

(1995), CHAFFEE et al. (1997b), PAQUETTE et al. (2000), e DUKE et al. (2000), e os valores dos testes do nosso estudo estabelecem concordância com os autores, de que estas diferenças são mínimas e não terão significado clínico considerável. CHAFFEE et al. (1997a), mostraram um grau semelhante de precisão dimensional para gessos e resinas (0,3%), indicando as resinas para uso devido à sua resistência à abrasão e excelente capacidade na reprodução de detalhes.

Os gessos do grupo 2 e do grupo 3 apresentaram expansão na distância AC na ordem de 0,29% e 0,022%, respectivamente. Estes dados vão ao encontro dos resultados obtidos por TORESKOG et al. (1966) que encontraram valores para a expansão de 0,06 a 0,16%, VIEIRA e ARAÚJO (1967) com 0,05%, MOSER et al. (1975) com 0,011%, CAMPBELL et al. (1985) com resultados de 0,14 a 0,43%, GREER e STEVENS (1988) com 0,01 a 0,15% em distâncias lineares, SCHÄFFER et al. (1989) com expansão de 0,02%, PRICE et al. (1991) com 0,13 a 0,97%, ZANI (1993) encontrando o valor de 0,10%, ZANI (1994) com 0,092 e 0,230%, DERRIEN e STURTZ (1995) com o valor de 0,22%, CHAFFEE et al. (1997b) com 0,06% e DUKE et al. (2000) com 0,07%. Estas expansões, dentro das porcentagens esperadas, tanto para o gesso tipo V (0,29%) e o tipo IV reforçado por resina (0,022%) estão inclusas nos limites estabelecidos pela Especificação nº 25 da ANSI/ADA (1989), que determinou uma expansão máxima de 0,30% para gessos tipo V, e confirmou uma expansão máxima de 0,10% para gessos tipo IV, estabelecida anteriormente pela Especificação nº 25 da ADA (1973).

ZANI (1994) pesquisou o comportamento dimensional do mesmo gesso tipo V utilizado em nossa pesquisa (Exadur), e a expansão detectada foi na ordem de 0,23%, para uma expansão de 0,29% como resultado das nossas investigações. Esta diferença provavelmente deve-se ao volume de material pesquisado. Para VIEIRA e ARAÚJO (1967), a expansão ocorre devido à uma alteração irregular de seus cristais, que continua mesmo depois do modelo ter sido separado do molde. TORESKOG et al. (1966) salientam o fato de que a expansão seria mais evidente na superfície dos modelos, para onde a água flui no momento do vazamento.

Para realizarmos as medições das distâncias, seguimos as orientações de MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998) que sugeriram esperar de 5 a 7 dias para trabalhar o modelo de gesso, a fim de que suas alterações dimensionais tenham cessado. Preferencialmente, o modelo deveria ser rapidamente seccionado após sua presa, para diminuir o volume de material e conseqüentemente a sua expansão. A expansão mais evidente do gesso (grupo 2: 0,29%) ocorreu na distância AC (maior distância, maior volume de material), onde todos os corpos de prova expandiram. Quando observamos uma distância menor (AB) do mesmo grupo, uma discreta expansão de 0,002% foi encontrada, o que nos conduz a concordar com MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998), quanto a relação diretamente proporcional entre o volume de material e a expansão.

Como em nossa investigação, HSU et al. (1993), encontraram distorção da posição dos *abutments* em modelos-mestres, que justificaram como

alterações dos materiais e técnicas de moldagem, e da construção de modelos-mestres. Assim como MARTIGNONI e SCHÖNENBERGER (1998), HSU et al. (1993) utilizaram um sistema de seccionamento de modelos (Zeiser), e conseguiram minimizar a distorção na posição dos *abutments*, atribuída ao volume e expansão do gesso. Porém, para AIACH et al. (1984), a expansão dos gessos é uma vantagem, pois compensa a contração dos materiais de moldagem utilizados (-0,26 a -0,46%), quando realizadas em condições adequadas.

Em nosso estudo, consideramos as distâncias envolvidas: AC (45,2031mm) é maior que AB (23,7328mm), que é maior que BC (23,7049mm), logo, no grupo 2, a distância BC possui dois corpos de prova que expandiram, seguida por quatro corpos de prova para a distância AB e 10 corpos de prova para a AC. Isto evidencia e reforça o fato de que, quanto maior a distância, maior o volume de material e maior a expansão, e confirma os dados obtidos por HSU et al. (1993), que encontraram expansão de 0,09% a 0,28% para modelos completos e 0,05% a 0,1% para modelos seccionados. Este fato se repete nos grupos 1 e 3 da nossa pesquisa.

O fenômeno da variabilidade dimensional para resinas citado por PAQUETTE et al. (2000), foi observado nos gessos por GREER e STEVENS (1988), PRICE et al. (1991) e MILLSTEIN (1992), sendo que este comportamento, geralmente expansão, ocorria tridimensionalmente, de maneira não uniforme, e em todas as direções. Esta variabilidade pode ser observada em nosso estudo: para o grupo 1, nas distâncias AB e BC, oito

corpos de prova contraíram, enquanto que dois expandiram, ao passo que, na distância AC, sete corpos de prova contraíram enquanto que três expandiram. Porém, deve-se ressaltar que estas alterações não foram uniformes. Exemplificando: o corpo de prova de número G1n^o7 demonstrou contração na distância AB (-0,0653mm) e BC (-0,1125mm) e expansão na distância AC (0,0302mm); enquanto que o corpo de prova G1n^o9 apresentou expansão na distância AB (0,0348mm) e BC (0,0572mm) e contração na distância AC (-0,0252mm). GREER e STEVENS (1988), PRICE et al. (1991) e MILLSTEIN (1992) justificaram estas alterações como características intrínsecas do produto, de natureza química complexa.

No grupo 1, as distâncias AB e AC apresentaram-se contraídas (-0,23% e -0,028%) e para o grupo 3, a contração foi evidente na distância AB (-0,24%). Resultados similares foram encontrados na literatura por SCHÄFFER et al. (1989): -0,05% e SCHWARTZ et al. (1981): -0,25 e -0,27%. SCHÄFFER et al. (1989) que relacionaram este comportamento contraditório com o volume de material utilizado e o momento em que as medições foram realizadas. Em seus resultados pesquisando gessos, SCHWARTZ et al. (1981) observaram que as distâncias AC, BC, DE dos seus corpos de prova também apresentaram-se contraídas em AC (-0,28%) e DE (-0,25%), e expandidas em BC (0,41%). Os autores justificaram o comportamento alterado dos materiais com o tipo de moldeira utilizada (moldeiras acrílicas personalizadas com um espaço interno de 3mm para o material de impressão e uma via de escape para o excesso de material).

A técnica de moldagem selecionada para este estudo foi a indireta através de *transfers* cônicos associados à uma moldeira metálica e silicone de condensação. A técnica direta depende de uma moldeira acrílica personalizada, o que, para este experimento, seria de padronização questionável. Apesar de não ser proposta deste estudo, os autores divergem quanto à melhor técnica de moldagem. HUMPHRIES et al. (1990) e LIOU et al. (1993) indicaram a técnica indireta como sendo a mais precisa. Para FENTON et al. (1991), ASSIF et al. (1992) e ASSIF et al. (1999), a técnica que apresentou os melhores resultados foi a direta associada à esplintagem com resina, enquanto que para RODNEY et al. (1991), CARR (1991), INTURREGUI et al. (1993) e BURAWI et al. (1997), a esplintagem não foi essencial para a precisão da técnica direta. Segundo SPECTOR et al. (1990), INTURREGUI et al. (1991), PHILLIPS et al. (1994) e HERBST et al. (2000), nenhuma técnica pode ser considerada superior, e qualquer uma pode ser selecionada e aplicada, desde que os passos clínicos sejam adequadamente realizados. INTURREGUI et al. (1993), reforçam que a técnica de moldagem não deveria ser realizada com a esplintagem, pois a união rígida dos *transfers* pode alterar a expansão de presa do gesso, ocorrendo uma distorção da relação *inter-abutment* no modelo-mestre.

Para HSU et al. (1993), a posição exata do *abutment* nunca é obtida, devido às alterações inerentes aos materiais de moldagem e de vazamento. Mudanças verticais na altura do implante e na distância entre eles serão encontradas, e podem ser confirmadas segundo as alterações dimensionais encontradas em nossa pesquisa. Clinicamente, significa que a adaptação

passiva por definição, pode ser inatingível e relativa, e está ainda condicionada ao julgamento clínico do operador.

Partilhamos da opinião de TORESKOG et al. (1966), que apesar de parecer óbvio, não existe nenhum material que seja superior aos outros em todos os aspectos, entretanto, determinar a limitação de cada produto e a possibilidade de seleccioná-lo de forma positiva parece mostrar resultados mais consistentes e benéficos.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, e a subsequente análise estatística à que foram submetidos, as seguintes conclusões parecem ser oportunas:

1. Os dados da distância BC não foram estatisticamente significantes.
2. O comportamento dimensional do gesso tipo IV (grupo 1), foi contração nas distâncias AB e AC, sendo de -0,23% na distância AB e -0,028% na distância AC.
3. O comportamento dimensional do gesso tipo V (grupo 2), foi expansão para as distâncias AB (0,002%) e AC (0,29%).
4. O comportamento dimensional do gesso reforçado por resina (grupo 3), foi contração na distância AB (-0,24%) e expansão na distância AC (0,022%).
5. O comportamento dimensional da resina poliuretânica foi contração para as distâncias AB (-0,72%) e AC (-0,49%).
6. Comparados ao modelo-mestre, os grupos 1 e 3 obtiveram os melhores resultados quanto à estabilidade dimensional, mostrando-se equivalentes estatisticamente ao modelo-mestre, seguidos pelo grupo 2 e o grupo 4, que mostraram diferenças estatísticas significantes na forma de expansão (grupo 2) e contração (grupo 4).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen , v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec. 1981.

ADELL, R. et al. A long-term follow-up of osseintegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 347-359, Winter, 1990.

AIACH, D.; MALONE, W. F. P. ; SANDRIK, J. Dimensional accuracy of epoxy resins and their compatibility with impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 52, n. 4, p. 500-504, Oct. 1984.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. **Guide to dental materials and devices**: Specification for dental material nº 25. 6 ed. Chicago, 1972. p. 253-258.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. American Dental Association. **Revised ANSI / ADA specification nº 25 for dental gypsum products**. New York, 1989. p. 1-10.

ASSIF, D. et al. Comparative accuracy of implant impression procedures. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 12, n. 2, p. 113-121, 1992.

ASSIF, D. et al. Accuracy of implant splinted techniques: effect of splinting material. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 6, p. 885-888, Nov./Dec. 1999.

BAILEY, J. H.; DONOVAN, T. E.; PRESTON, J. D. The dimensional accuracy of improved dental stone, silverplated and epoxy resin die materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 59, n. 3, p. 307-310, Mar. 1988.

BLOEM, T. J. et al. Determination of the accuracy of three die systems. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 65, n. 6, p. 758-762, June, 1991.

BRUNSKI, J. B.; PULEO, D. A.; NANCI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 15-46, Jan./Feb. 2000.

BURAWI, G. et al. A comparasion of dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 77, n. 1, p. 68-75, Jan. 1997.

CAMPBELL, S. D.; RILEY, E. J.; SOZIO, R. B. Evaluation of a new epoxy resin die material. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 54, n. 1, p. 136-140, July, 1985.

CARR, A. B. A comparasion of impression techniques for a five-implant mandibular model. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 448-455, Winter, 1991.

CARR, A. B.; SOKOL, J. Accuracy of casts procedured by the Nobelpharma impression techniques. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 70, p. 290, Apr. 1991. Abstracts. Special issue.

CHAFFEE, N. R.; BAILEY, J. H.; SHERRARD, D. J. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part I: Single die. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 77, n. 2, p. 131-135, Feb. 1997a.

CHAFFEE, N. R.; BAILEY, J. H.; SHERRARD, D. J. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part II: Complete arch form. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 77, n. 3, p. 235-238, Mar. 1997b.

DERRIEN, G.; LE MENN, G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 74, n. 1, p. 1-7, July, 1995.

DERRIEN, G.; STURTZ, G. Comparison strength and dimensional variations between die stone, die epoxy resin, and die polyurethane resin. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 74, n. 6, p. 569-574, Dec. 1995.

DUKE, P. et al. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing and epoxy die materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 83, n. 4, p. 466-473, Apr. 2000.

EAMES, W. R. et al. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 42, n. 2, p. 159-162, Aug. 1979.

EVANS, D. B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 77, n. 2, p. 212-215, Feb. 1997.

FENTON, A. H. et al. The accuracy of implant impression procedures. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 70, p. 339, Apr. 1991. Abstracts. Special issue.

FINGER, W.; OHSAWA, M. Accuracy of stone casts produced from select addition-type silicone impressions. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 91, n. 1, p. 61-65, Feb. 1983.

GREER, P. J.; STEVENS, L. Dimensional variability of die systems. **Dent. Mater.**, Washington, v. 4, n. 3, p. 139-143, June, 1988.

HERBST, D. et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 83, n. 5, p. 555-561, May, 2000.

HSU, C.; MILLSTEIN, P. L.; STEIN, R. S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 69, n. 6, p. 588-593, June, 1993.

HUMPHRIES, R. M.; YAMAN, P.; BLOEM, T. J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 331-336, Winter, 1990.

INTURREGUI, J. A. et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 69, n. 5, p. 503-509, May, 1993.

LEKHOLM, U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 769, n. 1, p. 43-48, Jan. 1998.

LINKE, B. A.; NICHOLLS, J. I.; FAUCHER, R. R. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 54, n. 6, p. 794-802, Dec. 1985.

LIOU, A. D. et al. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 377-383, July/Aug. 1993.

LUNDGREN, D., LAURELL, L. Occlusal forces in prothetically restored dentitions: a methodological study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 11, n. 1, p. 29-37, 1984.

MARTIGNONI, M.; SCHÖNENBERGER, A. **Precisão em prótese fixa**. São Paulo: Santos, 1998. 579 p. cap. 5, p.167.

MAZURAT, R. D.; LOVE, W. B.; PESUN, I. J. The role of the restorative dentist in the diagnosis and maintenance phases of implant therapy. Part II: prosthetic planning. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v. 60, n. 9, p. 814-817, Sept. 1994.

MILLSTEIN, P. L. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 19, n. 3, p. 239-243, May, 1992.

MOSER, J.B.; STONE, D. G.; WILLOUGHBY, G.M. Properties and characteristics of a resin die material. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 34, n. 3, p. 297-313, Sept. 1975.

NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent**, St Louis, v. 67, n. 2, p. 236-245, Feb. 1992.

PAQUETTE, J.; TANIGUCHI, T.; WHITE, S. N. Dimensional accuracy of na epoxy resin die material using two setting methods. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 83, n. 3, p. 301-305, Mar. 2000.

PHILLIPS, K. M. et al. The accuracy of three implant impression techniques: a three dimensional analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 5 , p. 533-540, Sept./Oct. 1994.

PRICE, R. B. et al. The dimensional accuracy of 12 impression material and die stone combinations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n. 2, p.169-174, Mar./Apr. 1991.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 4, n. 3, p. 241-247, Fall, 1989.

RODNEY, J.; JOHANSEN, R.; HARRIS, W. Dimensional accuracy of two implant impression coopings. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 70, p. 385, Apr. 1991. Abstracts. Special issue.

SCHÄFFER, H.; DUMFAHRT, H.; GAUSCH, K. Distance alterations of dies in sagittal direction in dependence of the die material. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 61, n. 6, p. 684-688, June, 1989.

SCHWARTZ, H. B.; LEUPOLD, R. J.; THOMPSON, V. P. Linear dimensional accuracy of epoxy resin and stone dies. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 45, n. 6, p. 621-625, June, 1981.

SCOTTI, R. et al. Materiali per monconi artificiali in protesi fissa: analisi comparativa in vitro della capacità di riproduzione del dettaglio e della qualità delle superfici. **Minerva Stomatol**, Torino, v. 43, n. 5, p. 207-13, mag. 1994.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June, 1983.

SPECTOR, M. R.; DONOVAN, T. E.; NICHOLLS, J. I. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 63, n. 4, p. 444-447, Apr. 1990.

SPIEKERMANN, H. et al. **Implantologia**. Porto Alegre: Artmed, 2000. 338 p. cap 9, p. 234.

SPRATLEY, M. H.; COMBE, E. C. A comparasion of some polymer-cointaing die materials. **J. Dent.**, Guildford, v.1, n. 4, p.158-162, Apr. 1973.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R.; VOGIATZI, T. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n.1, p. 66-75, Jan./Feb. 2000.

TORESKOG, S.; PHILLIPS, R. W. ; SCHNELL, R. J. Properties of die materials: a comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 16, n. 1, p. 119-131, Jan./Feb. 1966.

VERMILYEA, S. G.; HUGET, E. F. ; WISKOSKI II, J. Evaluation of die materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 42, n. 3, p. 304-307, Sept. 1979.

VIEIRA, D. F.; ARAÚJO de, P. A. Continuação da expansão de presa de um modelo de gesso pedra após a separação de molde e modelo. **Rev. Fac. Odont. Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 5, n. 34, p. 303-314, out./dez. 1967.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. In vitro comparasion of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 83, n. 5, p. 562-566, May, 2000.

WEE, A. G.; AQUILINO, S. A.; SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n. 2, p. 167-178, Mar./Apr. 1999.

WEE, A., G. Comparasion of impression materials for direct multi-implants. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 83, n. 3, p. 323-331, Mar. 2000.

WORTHINGTON, P.; BOLENDER, C. L. ; TAYLOR, T. D. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. **Int. J. Oral and Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 2, n. 2, p. 77-84, Spring, 1987.

YAMAN, P.; BRANDAU, H. E. Comparision of three epoxy die materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 55, n. 3, p. 328-331, May, 1986.

ZANI, I. M. **Avaliação do comportamento dimensional de modelos de resinas epóxicas obtidos em moldes de elastômeros.** 1993. 92f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

ZANI, I. M. **Estudo comparativo de materiais para modelos analisando o comportamento dimensional e a capacidade de reprodução de detalhes em função de técnicas de vazamento.** 1994. 154f. Tese (Doutorado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 64, n. 1, p. 53-61, July, 1990.