

Danilo Rocha Dias

**Alteração dimensional de moldes de
polissulfeto e poliéter sob influência do
tempo de confecção do modelo**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, para obtenção de Título de
Mestre em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia

2006

Danilo Rocha Dias

Alteração dimensional de moldes de polissulfeto e poliéter sob influência do tempo de confecção do modelo

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção de Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza

Uberlândia

2006

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de
Catalogação e Classificação

D541a Dias, Danilo Rocha, 1979-

Alteração dimensional de moldes de polissulfeto e poliéter sob influência do tempo de confecção do modelo / Danilo Rocha Dias. - 2006.
97 f. : il.

Orientador: Adérito Soares da Mota.

Co-orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Materiais dentários - Teses. I. Mota, Adérito Soares da. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 615.46



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

A comissão julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 03 de maio de 2006, considerou o candidato Danilo Rocha Dias aprovado.

1 - Prof. Dr Adérito Soares da Mota (Orientador)

2 – Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

3 – Prof. Dr. Carlos José Soares

4 – Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza

Dedicatória

À Deus,

Por estar sempre presente em minha vida,
indicando meus caminhos, me protegendo e me
dando força e coragem para crescer. Por todas as
pessoas que surgiram no momento certo, com a
palavra certa, com ombros fortes para eu me apoiar.

Aos meus pais,

Que sempre sonharam com minhas vitórias, sempre
me incentivaram e me apoiaram em todos os
momentos. Pelas lições de humildade, otimismo, fé,
honestidade. Pelo carinho, admiração e amor que
sempre demonstraram.

Aos meus irmãos,

Alessandra e Luciano, que muitas vezes abriram
mão de seus projetos, para me ajudar a concretizar
os meus, sempre preocupados com meu bem estar,
minha segurança, minha felicidade. Pelo
companheirismo, incentivo, e pelo carinho.

Agradecimientos

Ao meu orientador,

Professor Adérito Soares da Mota,

Agradeço pela paciência, pela compreensão. Por ter dado oportunidade para trilhar esse caminho, e por estar ao meu lado, dando suporte durante meu aprendizado.

Ao meu co-orientador,

Professor Carlos José Soares,

Agradeço pelo empenho em ensinar, pela disposição, e pelo incentivo.

Ao Professor Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Grande educador, grande ser humano, exemplo para todos seus alunos.

Aos professores:

Célio Jesus do Prado,

Flávio Domingues das Neves,

Marlete Ribeiro da Silva,

Luiz Carlos Gonçalves,

Vanderlei Luiz Gomes,

Pela amizade, pelo incentivo, pela disponibilidade em ajudar.

E aos demais professores da Faculdade de Odontologia, que em um momento ou outro sempre estiveram por perto, ensinando, aconselhando, incentivando nosso crescimento pessoal e profissional.

À toda minha família,

Que sempre deu apoio, sempre incentivou meu crescimento, mesmo à distância.

Aos meus grandes amigos,

Augusto e Angélica,

Meus irmãos, sempre me ouvindo, me apoiando, me incentivando.

Sempre presentes, mesmo à distância.

Às amigas e professoras,

Lucienne de Carvalho, Maria Beatriz R. G. de Oliveira, Rosimar Queiroz, e Maria Marta Guimarães (*in memoriam*), pelo incentivo, pelos ensinamentos, por todo apoio que sempre deram em minha carreira.

A todos os meus amigos,

Especialmente Lara, Ana Elisa, Patrícia Rejane, Fernanda Almeida, companheiras sempre próximas, sempre torcendo por minhas vitórias, e cuidando de mim.

Aos amigos,

Clébio Domingues, Fernanda Martins, Fabiana Straiotto, presenças marcantes nessa fase da minha vida. Agradeço por todas as ajudas, todas as conversas, os conselhos, enfim, pela grande amizade demonstrada.

A todos os amigos da pós-graduação,

Alessandra, Adeliana, Roberto, Michelle, Letícia, Fernanda Ferrari, Carol Assaf, Paulo Simamoto, Paulo Vinícios, Murilo, Daniela, Nadim, Denise, Anne, enfim, todos os que estiveram presentes compartilhando minha vida

Aos alunos da graduação,

Pela oportunidade de dividir o aprendizado, e pela amizade.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia,
por oferecerem toda a infra-estrutura necessária para que pudesse
desenvolver meus trabalhos.

À Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Odontologia
Instituição que me acolheu e me proporcionou grande crescimento.

À Escola Técnica em Saúde – curso técnico em prótese dentária,
Que abriu as portas para que eu pudesse desenvolver minha pesquisa,
representada principalmente pelas professoras Sheila Rodrigues de Sousa
Porta, e Terezinha Rezende Carvalho de Oliveira.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	15
1. INTRODUÇÃO	17
2. REVISÃO DA LITERATURA	20
3. PROPOSIÇÃO	38
4. MATERIAIS E MÉTODOS	40
4.1. Confecção do modelo mestre	41
4.2. Moldagem e confecção das amostras	45
4.3. Mensuração dos modelos	52
4.4. Análise estatística	54
5. RESULTADOS	55
5.1. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância AB (mésio-distal do pré-molar)	57
5.2. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância CD (vestíbulo-palatina do pré-molar)	59
5.3. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância EF (cérvico-oclusal do pré-molar)	61
5.4. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância GH (mésio-distal do molar)	63
5.5. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância IJ (vestíbulo-palatina do molar)	65
5.6. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância KL (cérvico-oclusal do molar)	67
5.7. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância BG (inter-pilares)	69
6. DISCUSSÃO	71
7. CONCLUSÕES	85

REFERÊNCIAS	87
ANEXO 1	94
ANEXO 2	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µm - micrometro

min - minuto

h - hora

mm - milímetro

% - por cento

MOD – mésio-ocluso-distal

° C – grau Celsius

MODVL – mésio-ocluso-disto-vestíbulo-lingual

ADA – American Dental Association

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

RAAQ – Resina Acrílica Ativada Quimicamente

s - segundo

g - grama

ml - mililitro

PS – polissulfeto

PE - poliéter

Resumo

RESUMO

A demora no vazamento dos moldes de elastômeros pode ser causa de possíveis alterações dimensionais dos modelos de trabalho, principalmente quando estão sob influência de outros fatores que interferem em sua estabilidade dimensional. Este trabalho se propôs a testar a hipótese de que o tempo decorrido entre a obtenção de moldes de polissulfeto e poliéter e o vazamento do gesso tem influência nas dimensões do modelo obtido, por meio de um método que simula as condições encontradas na prática clínica. Foram empregados um polissulfeto (Permlastic - Kerr) e um poliéter (Impregum – 3M ESPE) para moldar um modelo contendo dois pilares: 1 molar e 1 pré-molar humanos preparados para prótese fixa metalo-cerâmica de três elementos. Foram estabelecidos seis pontos de referência em cada dente, resultando em sete mensurações: (mésio-distal, vestibulo-palatina e cérvico-oclusal para ambos, e a distância interpilares). Moldes foram obtidos com casquetes de resina acrílica, armazenados pelos tempos de 30min, 2h e 12h (n= 10) e vazados com gesso tipo IV (Vel-Mix - Kerr). Três examinadores mensuraram o modelo mestre e as amostras em microscópio comparador (Mitutoyo). As distâncias, em μm , foram comparadas por meio do teste *t*-Student aos dados do modelo mestre, e entre grupos pela Análise de variância fatorial 2x3 e teste de Tukey ($p<0,05$). Os valores médios de alteração das distâncias para o polissulfeto variaram entre 0 e 23 μm para o tempo de 30min, 4 e 30 μm para 2h e 1 e 22 μm para 12h de armazenagem. Para o poliéter, variaram entre 1 e 43 μm para 30min, 2 e 44 μm para 2h, e 0 e 23 μm para 12h. O polissulfeto e o poliéter geraram modelos com alterações em pelo menos uma das distâncias, mas apenas uma delas foi influenciada pelo tempo de armazenagem. A maioria das alterações foi clinicamente aceitável.

Abstract

ABSTRACT

The delay in pouring of elastomers impressions can be the cause of possible dimensional alterations of the working casts, mainly when they are under influence of other factors that interfere on its dimensional stability. The purpose of this research was to test the hypothesis that the delay in pouring of the casts after the attainment of impressions of polysulfide and polyether has influence in dimensions of the model obtained, using a method that simulates the conditions of the practical clinic. It had been used a polysulfide (Permlastic - Kerr) and a polyether (Impregum – 3M ESPE) to mold a master model with two pillars: 1 first human premolar and 1 first human molar prepared for fixed partial denture with three elements. Six reference points had been established in each tooth, resulting in seven measurements: (mesiodistal, buccopalatine and cervico-occlusal for both, and the interpillars distance). Molds were obtained with acrylic resin custom-trays, stored for the times of 30min, 2h and 12h ($n = 10$) and poured with dental stone type IV (Vel-Mix - Kerr). Three examiners measured the master model and the samples in an optical microscope (Mitutoyo). The measurements of each sample had been compared with the master model by means of Student's t test, and between groups by means of two-way ANOVA, and Tukey's test ($P < .05$). The average distances for polysulfide varied from 0 to 23 μ m for the time of 30min, 4 to 30 μ m for 2h and 1 to 22 μ m for 12h of storage. For the polyether, it was from 1 to 43 μ m for 30min, 2 to 44 μ m for 2h, and 0 to 23 μ m for 12h. The polysulfide and the polyether generated models with alterations in at least one of the distances, but only one of them was influenced by the storage time. Almost all the alterations were clinically acceptable.

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

Apesar do grande conhecimento em relação ao comportamento dimensional dos vários materiais de moldagem, poucas pesquisas agregam as diversas variáveis existentes na situação clínica diária, entre elas, a variação da umidade, temperatura e intervalo de tempo desde a manipulação do material à confecção do modelo.

Por apresentarem boa estabilidade dimensional, facilidade de manuseio e baixo custo, os materiais mais comumente utilizados para a realização de moldagens em prótese fixa com o uso de casquetes individuais de resina acrílica tem sido o polissulfeto e o poliéter de consistência regular, embora apresentem propriedades físicas relativamente diferentes: o polissulfeto apresenta menor módulo de elasticidade, menor resistência à compressão e maior resistência ao rasgamento, quando comparado ao poliéter (Salem *et al.*, 1988; Chai *et al.*, 1998; Anusavice, 2003).

O comportamento destes materiais quando submetidos a armazenamento também é diferente. A liberação de água como subproduto, afeta a estabilidade dimensional do polissulfeto (Anusavice, 2003), influenciada pelo aumento no tempo de armazenagem (Hosoda & Fusayama, 1961; Eames *et al.*, 1979; Marcinak *et al.*, 1980; Ciesco *et al.*, 1981; Lacy *et al.*, 1981; Williams *et al.*, 1984). Já na reação de polimerização do poliéter não há liberação de subprodutos, o que favorece a estabilidade do molde (Anusavice, 2003), não sendo necessário o vazamento imediato (Ciesco *et al.*, 1981; Clancy *et al.*, 1983; Tjan *et al.*, 1986).

Os trabalhos mais antigos consideravam aceitáveis tempos maiores de armazenagem para o polissulfeto, até mesmo 8 semanas (Skinner & Cooper, 1955); no entanto, trabalhos mais recentes revelam alterações

significantes a partir da primeira meia hora. Segundo alguns autores essa alteração poderia ser clinicamente insignificante nas primeiras 24h (Fairhurst *et al.*, 1956; Tjan *et al.*, 1986).

Apesar da boa estabilidade do poliéter, este material sofre sorpção de água quando armazenado em ambiente com umidade (Brown, 1973; Hembree & Nunez, 1974; Williams *et al.*, 1984; Kanehira *et al.*, 2006) e isso pode gerar alterações dimensionais nos modelos de gesso.

Devido ao coeficiente de expansão térmica linear, os materiais de moldagem ainda sofrem, inevitavelmente, certo grau de contração ao passarem da temperatura bucal para a ambiente (Hosoda & Fusayama, 1961; Brown, 1973).

Os modelos obtidos com polissulfeto e poliéter tendem a apresentar dimensões verticais menores em relação ao modelo mestre (Johnson & Craig, 1985; Boulton *et al.*, 1996). As dimensões horizontais são em geral maiores para o polissulfeto e menores para o poliéter (Johnson & Craig, 1985). A contração tem como efeito uma alteração volumétrica, e está sob influência do tipo de moldeira utilizada e do grau de adesividade dos materiais a mesma (Brown, 1973; Johnson & Craig, 1985; Gordon *et al.*, 1990). As direções em que ocorrem essas alterações são assunto para estudo.

Após a revisão da literatura ainda persiste a hipótese de que o tempo de armazenagem de moldes de polissulfeto e poliéter pode influenciar a estabilidade dimensional destes materiais, principalmente quando submetidos às diversas variáveis existentes na situação clínica. Diante deste contexto, este estudo tem o objetivo de avaliar o comportamento dimensional desses materiais em função do tempo decorrido entre a moldagem e o vazamento, e determinar os sentidos em que ocorrem as alterações lineares nos modelos de gesso.

2. Revisão da Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1955, Skinner & Cooper enfatizaram a importância da manipulação e de técnicas corretas na estabilidade dos polissulfetos, consideradas mais estáveis que os hidrocolóides. Relataram diminuição nos tempos de manipulação e de presa, quando havia aumento da temperatura e da umidade. Uma camada uniforme e mais fina de material resultou em moldes mais precisos do que os obtidos quando um volume considerável de material era colocado na moldeira. Observaram, também, que uma prótese parcial fixa construída diretamente no modelo original, teria uma adaptação razoavelmente boa sobre um modelo de gesso vazado oito semanas depois de realizada a moldagem com o elastômero; quando utilizada moldeira de resina acrílica.

Bailey, em 1955, descreveu a confecção de moldeiras individuais de resina acrílica para materiais à base de borracha afirmando que estas deveriam ter um alívio interno suficiente para proporcionar uma espessura de 1,5 a 2 mm. Dessa forma o material apresentaria boa estabilidade dimensional, desde que o molde fosse vazado até meia hora após sua obtenção.

Fairhurst *et al.*, em 1956, estudando vários polissulfetos, concluíram que as propriedades elásticas desses materiais melhoram quando se aguarda um tempo de presa maior que o recomendado pelo fabricante. Segundo eles, a maioria dos materiais exibiu excelente estabilidade durante estocagem por até 24h. Observaram ainda, que uma melhor precisão de reprodução foi obtida com moldeira de resina acrílica com um espaço de 2 a 3 mm para o material.

Schenell & Phillips, em 1958, verificando a estabilidade dimensional dos polissulfetos, afirmaram que devido à polimerização contínua, esses materiais apresentavam uma contração contínua por até 24h, ou mais, sendo recomendado o vazamento imediato. Desde que fosse utilizado um adesivo na

moldeira, a contração resultaria em modelos maiores. A distorção não foi significativamente afetada pelo meio de armazenagem. O uso da técnica de dupla-mistura aumentou a exatidão inicial do molde e reduziu a distorção durante a armazenagem. Quando utilizada técnica de mistura simples, o aumento na espessura de material resultou em diminuição na exatidão dos modelos.

Phillips, em 1959, relatou as propriedades físicas e a manipulação dos materiais borrachóides, reafirmando que a temperatura e umidade influenciam o tempo de presa dos polissulfetos. Afirmou que o volume de material não deveria exceder 2mm, e que a distorção dos materiais borrachóides da época (polissulfeto e silicone por condensação) seria devido volatilização de alguns de seus componentes, sendo recomendado o vazamento imediato dos moldes. Afirmou também que tanto o polissulfeto quanto o silicone apresentava excelente capacidade de reprodução dos detalhes da superfície dental, e que essa capacidade excederia a capacidade de reprodução dos gessos. Concluiu então que a exatidão destes materiais dependia do uso de pouco material, que deveria estar contido em uma moldeira rígida; de um tempo mínimo de presa de 8 minutos dentro da cavidade oral, do uso de técnica de dupla mistura com seringa quando possível, e por último, do vazamento do molde assim que possível.

Em 1960, Myers & Stockman estudaram os fatores que afetam a precisão e estabilidade dimensional dos polissulfetos, comparando-os aos silicones por condensação e hidrocolóides. Concluíram que o uso de moldeiras individuais de acrílico com alívio interno de 3mm produzia modelos mais exatos. A estocagem das impressões produzia alterações dimensionais após meia hora, e essas alterações aumentavam com o aumento do período de armazenagem.

Hosoda & Fusayama, em 1961, estudaram as alterações dimensionais de modelos de gesso obtidos através de moldagens com

hidrocolóides irreversíveis e polissulfetos. Observaram que a diferença entre a temperatura bucal e o meio ambiente aumentava significativamente a distorção dos polissulfetos atingindo um índice de 0,7%; a contração linear do polissulfeto foi muito maior do que a do hidrocolóide irreversível. Concluíram então que os modelos obtidos dos moldes de polissulfetos eram mais exatos quando vazados à temperatura bucal. A distorção dos polissulfetos aumentou incrivelmente com o tempo de armazenagem, mas não foi significativa durante a primeira hora.

Wilson, em 1966, comparou os polissulfetos aos silicones por condensação. Segundo ele, o molde deveria ser vazado após 10min para permitir a recuperação elástica do material, sendo que o silicone é mais elástico que os polissulfetos. A força de compressão induzida no material depende, entre outras coisas, da espessura do material usado, enquanto a força de tensão induzida é independente da espessura do material; portanto, a desempenho do material sob alto grau de compressão pode ser melhorada com o uso de uma porção mais espessa.

Basset *et al.*, em 1969, estudaram as propriedades de polissulfetos, silicones e hidrocolóides, e concluíram que a precisão dependia do tempo de armazenagem dos moldes e da quantidade de material utilizado. Os tempos de armazenagem avaliados foram 10 ± 5 min, 60min e 8h. Os modelos mais exatos eram obtidos quando se realizava o vazamento dentro de 15min após a remoção do molde, aumentando a distorção à medida que se aumentava o tempo de armazenagem. Para o polissulfeto e o silicone, o uso de moldeiras que permitiam uma camada mais fina de material de moldagem, também aumentava a exatidão dos modelos.

Em 1971, Podschadley *et al.* compararam duas técnicas de moldagem com polissulfeto, por reembasamento e por dupla-mistura. Confeccionaram um troquel de aço e realizaram as moldagens sobre o mesmo, obtendo modelos de gesso que permitiam medição de dimensões horizontais e

verticais, que seriam comparadas ao modelo mestre. A técnica de reembasamento resultou em melhor estabilidade dimensional do que a técnica de dupla mistura. Todos os modelos apresentaram-se maiores que o original.

Brown, em 1973, avaliando os fatores que influeciam na estabilidade dimensional dos materiais elásticos, estudou o comportamento dos hidrocolóides reversíveis, hidrocolóides irreversíveis, polissulfetos, silicones e poliéteres. Segundo o autor todos os materiais estudados apresentam um coeficiente de expansão térmica linear, conseqüentemente ao passar o molde da temperatura bucal para a temperatura ambiente, um certo grau de contração irá inevitavelmente ocorrer. Pode ocorrer absorção de água ou fluido do meio bucal. A recuperação elástica do material pode provocar alteração dimensional. A contínua contração de polimerização produziria modelos maiores que o modelo-mestre desde que o material estivesse firmemente aderido às paredes da moldeira. A evaporação de componentes voláteis de alguns materiais acarretaria contração do molde. Deve-se considerar a expansão do gesso utilizado na confecção dos modelos. O material de moldagem pode absorver água do gesso, ocasionando expansão do molde e conseqüentemente modelos menores.

Em 1974, Henry & Harnist, estudando materiais de moldagem borrachóides, avaliaram sua estabilidade dimensional, comparando as dimensões horizontais de um modelo mestre metálico às dos modelos de gesso obtidos a partir dos moldes deste. Em outro experimento, confeccionaram uma restauração em ouro simulando uma prótese fixa a partir de outro modelo mestre contendo dentes de acrílico preparados (um pilar com preparo MOD e o outro com preparo para coroa total), e verificaram a adaptação desta estrutura aos modelos de gesso obtidos a partir desse mestre, verificando assim a exatidão dos moldes. No primeiro experimento os moldes foram armazenadas por 30min e 24h, no segundo por zero, uma e três horas. Os modelos obtidos a partir do polissulfeto apresentaram dimensões horizontais maiores, assim como os obtidos a partir do poliéter; no entanto, as

alterações deste último foram muito pequenas, podendo considerá-lo comparativamente estável e exato. Uma desvantagem apresentada pelo poliéter foi sua baixa resistência ao rasgamento, no momento da remoção do molde. Os melhores resultados foram observados com os menores tempos de armazenagem. Estes autores enfatizaram que os resultados de seu estudo não poderiam ser diretamente aplicados clinicamente, devido a outras variáveis não analisadas; especialmente a diferença entre a temperatura de boca e a temperatura ambiente.

Em 1974, Hembree Jr. & Nunez estudaram o efeito da umidade nos poliéteres. Observaram que estes materiais sofrem alteração dimensional quando a moldagem é feita sobre substrato úmido, ou quando armazenados em ambiente com umidade. Segundo os autores essa alteração é causada pela sorpção de água, resultando em aumento de volume do molde, e nos casos onde o material está confinado em uma moldeira, isso resultaria em modelos menores.

Hembree Jr ainda realizou outro estudo, em 1974, comparando a exatidão de polissulfetos, silicones e poliéteres. Moldaram um modelo mestre em aço, utilizando moldeiras de estoque, e moldeiras individuais com 2mm de alívio interno. Os moldes feitos com moldeiras de estoque foram vazados imediatamente, os moldes feitos com moldeiras individuais foram vazados imediatamente, após uma hora e após 24h de armazenagem. Foi confeccionada uma restauração em ouro sobre o modelo mestre, e avaliada sua adaptação sobre os modelos de gesso, por meio de microscópio estereoscópico. Observaram que os poliéteres são mais precisos, seguidos pelos silicones e depois pelos polissulfetos. Recomendaram o uso de moldeiras individuais e vazamento imediato dos moldes.

Goldberg, em 1974, estudou as propriedades de silicones, poliéteres e polissulfetos, relatando que os materiais demonstraram comportamento viscoelástico linear. A deformação permanente é resultado da falta de

recuperação elástica. Concluiu que o poliéter e um silicone aproximaram mais do comportamento ideal. Os silicones exibiram menor deformação elástica retardada do que os polissulfetos.

Sawyer *et al.*, em 1974, avaliaram a exatidão de modelos obtidos por moldes de polissulfeto, silicones e poliéteres. Utilizaram um modelo de aço com dois preparos intra/extra coronários, que permitia medição das dimensões horizontais e verticais. Este modelo foi moldado a 38° C, com uso de casquetes individuais de acrílico que permitiam 2mm de espessura de material de moldagem. Os modelos de gesso obtidos foram mensurados por meio de microscópio de medição. O material que resultou em modelos mais exatos foi o poliéter, mesmo quando submetido a armazenagem por 1 semana, seguido então pelos silicones e depois pelo polissulfeto, ambos apresentando contração em função do tempo.

Stackhouse Jr, em 1975, estudou a estabilidade dimensional de vários materiais de moldagem. Desenvolveu um modelo mestre contendo três dentes humanos (com preparos para coroa total, para coroa parcial de veneer e para restauração MODVL) presos a uma base metálica, que também continha dois pinos metálicos cilíndricos. Avaliaram a adaptação de restaurações mestres, feitas sobre os dentes naturais, aos modelos de gesso, e a alteração de diâmetro dos pinos, comparando as amostras ao modelo mestre por meio da adaptação de um anel. Cada molde foi vazado em 30min, e depois vazados novamente em intervalos de uma hora e meia, duas horas e meia, e 24h. Todos os materiais apresentaram boa exatidão nos primeiros 30min. Os modelos obtidos a partir do segundo vazamento dos moldes de polissulfeto se apresentaram estatisticamente diferentes dos vazados dentro de 30min. O poliéter foi o material mais estável, sem diferença estatisticamente significativa entre todos os modelos vazados até 24h.

Em 1976, Stauffer *et al.* avaliaram a exatidão de seis materiais de moldagem para confecção de próteses fixas. Produziram modelos de gesso a

partir de um modelo mestre, ao qual foram comparados, e observaram a adaptação de uma prótese fixa mestre (arco-completo) sobre esses modelos de gesso. O poliéter foi o material que apresentou melhores resultados na adaptação da peça fundida, avaliada por inspeção visual. No entanto pela mensuração dos modelos, com análise da quantidade e da direção da deformação, o polissulfeto resultou em menores deformações e melhor reprodutibilidade. Concluíram que próteses parciais fixas não deveriam ser construídas em peça única, já que todos os materiais testados produziram modelos com alguma alteração dimensional, e não permitiram adaptação satisfatória.

Em 1978, Harcourt testou diferentes materiais de moldagem, e confirmou que os elastômeros eram os mais precisos. Dentre eles, os silicones por adição e os poliéteres foram os que apresentaram melhores resultados. Observou que o poliéter se mostrou dimensionalmente instável na presença de umidade. Também não recomendou o armazenamento dos moldes por longos períodos de tempo antes da confecção dos modelos.

Eames *et al.*, em 1979, avaliaram a estabilidade dimensional de polissulfetos, silicones por condensação, silicones por adição e poliéteres e encontraram uma alteração dimensional que variava de 0,11% a 0,45% quando os moldes eram vazados nos primeiros 30min, aumentando de 0,18% a 0,84% quando vazados com 24h. Os autores concluíram que todos os elastômeros são eficientes clinicamente, quando se faz o vazamento imediato.

Eames *et al.*, em 1979, estudando polissulfetos, poliéteres e silicones por condensação, avaliaram o efeito da espessura do material sobre a exatidão dos moldes obtidos. Concluíram que os moldes com 2mm de espessura eram mais precisos do que aqueles com 4 e 6mm. Apenas um polissulfeto (Permlastic) apresentou alteração dimensional maior que a admitida pela especificação nº 19 da American Dental Association¹.

Em 1979, Nayyar *et al.* compararam um polissulfeto e um poliéter quanto a três características: tempo de trabalho, tempo de presa e recuperação após compressão. Para avaliar o tempo de trabalho, utilizaram o teste preconizado pela ADA¹, uma avaliação feita por 5 dentistas, e um teste realizado com reômetro de Wilson. Para o tempo de presa, fizeram uma avaliação com 5 dentistas e com o reômetro de Wilson. Avaliaram também a recuperação elástica dos materiais quando submetido a força de compressão, após presa em tempo determinado pelos fabricantes, assim como em tempos de presa inferiores ou superiores a este. Concluíram que o polissulfeto permite um maior tempo de trabalho. O aumento de temperatura acelera o processo de polimerização, sendo que o polissulfeto é mais sensível a essa alteração do que o poliéter. Na avaliação feita por cirurgiões-dentistas o tempo de trabalho para o poliéter foi inferior ao recomendado pelo fabricante, para o polissulfeto foi superior; para ambos os materiais o reômetro indicou um tempo maior de trabalho. Se o material for deixado por mais tempo polimerizando, a porcentagem de alteração na recuperação após compressão irá diminuir; para o poliéter, se for aumentado seu tempo de presa em 2min, reduzirá significativamente a distorção do molde durante remoção.

Paccès *et al.*, em 1980, estudando a estabilidade dimensional de um silicone por condensação e dois polissulfetos, em função da temperatura e do tempo de armazenagem do molde, chegaram à conclusão de que os modelos de trabalho não reproduzem satisfatoriamente os pormenores mais delicados dos preparos cavitários (tendo por base limites de tolerância de aproximadamente 0,2%). Os modelos de trabalho construídos sob diferentes temperaturas (ambiente e 37° C) e após diversos tempos (imediatamente, duas horas, doze horas e vinte e quatro horas) de armazenagem do molde, apresentam dimensões praticamente equivalentes.

Marcinack *et al.*, em 1980, utilizaram um método experimental que se aproximava das condições clínicas, para analisar as alterações dimensionais lineares de moldes obtidos a partir de quatro tipos de materiais de moldagem

(polissulfetos, poliéteres, silicones por condensação e hidrocolóides reversíveis) em função do tempo de armazenamento antes do vazamento. Utilizaram moldeiras individuais com alívio interno de 3 mm, para realizar as moldagens sobre um único modelo padrão, construído pela inclusão de dois incisivos centrais superiores naturais, em bloco de acrílico, simulando a posição natural da boca. Este modelo era mantido a temperatura de 37° C em 100% de umidade. Os moldes eram armazenados a temperatura ambiente, pelos tempos de 30 min, 1, 2, 8 e 24h, antes de serem vazados com gesso Vel-Mix, manipulado mecanicamente a vácuo. Concluíram que os hidrocolóides e os silicones por condensação alteram significativamente após 30min, produzindo modelos menores, provavelmente devido à pobre adesão à moldeira. Os poliéteres produziram modelos menores até o tempo menor que 8h, e modelos maiores nos tempos de 8 e 24h. O polissulfeto produziu modelos maiores com o aumento do tempo, indicando efeitos significantes de contração com este material. Concluíram que os elastômeros alteram dimensionalmente com o tempo. De acordo com os autores, o resultado das alterações, e a direção em que ocorrem (modelos maiores ou menores), são matéria de interesse.

Ciesco *et al.*, em 1981, avaliaram dois polissulfetos, um silicone por adição, um silicone por condensação e um poliéter, em função do tempo de armazenagem e do uso de moldeira individual e adesivo. Foram realizados os moldes sobre um modelo padrão em aço, como determinado pela especificação nº 19 da ADA¹, e as mensurações foram feitas nos tempos zero, 1, 24, 48 e 72h, e 1 semana após a presa. Para outro grupo, foi desenvolvida moldeira individual e utilizado adesivo recomendado pelo fabricante, e mensurados nos tempos zero, 24 e 72h e 1 semana. Observaram que todos os materiais medidos imediatamente produziram resultados similares. O polissulfeto e o poliéter foram os mais precisos na primeira hora, sendo que inicialmente, o polissulfeto apresentou maior exatidão (mas não estatisticamente significante). Após o tempo de 24h até 1 semana, o silicone por adição apresentou os melhores resultados, sendo comparado ao poliéter

(estatisticamente similares). Os melhores resultados foram obtidos com o uso de moldeira individual e adesivo, e com a mensuração imediata. O poliéter apresentou os melhores resultados, independente do uso de moldeira e adesivo, seguido pelo silicone por adição, polissulfeto e silicone por condensação.

Em 1981, Lacy *et al.* avaliaram a exatidão de um poliéter, de quatro polissulfetos e de quatro silicones por adição, em função do tempo. Os silicones por adição foram considerados os mais estáveis. O polissulfeto mostrou um progressivo aumento do diâmetro dos modelos em função do tempo. O poliéter apresentou estabilidade intermediária, com pequena diminuição no tamanho dos modelos entre a primeira hora, e aumento regular ao longo de quatro dias, sendo que até 24h esteve praticamente inalterado.

Clancy *et al.*, em 1983, compararam a estabilidade dimensional de três elastômeros (um poliéter, um silicone por adição e um silicone por condensação), em função do tempo. Os moldes foram medidos, de acordo com a especificação nº 19 da ADA¹, nos tempos zero, 4, 24 e 48h, 1, 2, 3 e 4 semanas. O poliéter e o silicone por adição comportaram-se similarmente com o passar do tempo, não havendo alterações estatisticamente significantes até 4 semanas. Enquanto o silicone por condensação apresentou distorção significativa entre o tempo zero e 4h.

Williams *et al.*, em 1984, avaliando 11 materiais elastoméricos, observaram que uma máxima precisão foi obtida em todos os materiais quando a impressão foi vazada imediatamente. Entre os polissulfetos pesquisados, 2 apresentaram alteração dimensional significativa com a armazenagem (Neoplex e Permlastic Light/heavy), e outro apresentou boa estabilidade dimensional nas primeiras 4 horas (Omniflex). Permlastic Regular demonstrou alteração significativa em todos os tempos, Permlastic Light apresentou resultados satisfatórios se vazado imediatamente. O poliéter sofreu expansão durante a armazenagem, segundo os autores seria pela presença de umidade no meio.

Johnson & Craig, em 1985, avaliaram a exatidão de modelos de gesso obtidos a partir de um silicone por condensação, um polissulfeto, um poliéter e um silicone por adição, utilizando um modelo mestre como referência. Analisaram a alteração dimensional em diferentes locais nos modelos, em função do tempo de armazenagem (1, 4 e 24h), e da influência de um segundo vazamento. Observaram que os moldes de polissulfeto e de silicone por adição resultaram em modelos com diâmetro maior, enquanto o poliéter e o silicone por condensação produziram modelos iguais ou menores em diâmetro. Todos os modelos apresentaram-se mais curtos que o padrão. A mensuração da distância interpilares não foi sensível para detectar diferenças entre os materiais. Com relação ao tempo de armazenagem, o silicone por condensação e o poliéter sofreram pequenas alterações em diâmetro; mas inferiores à apresentada pelo polissulfeto no período entre 1h e 4h, e o silicone por adição não alterou diametralmente em nenhum dos tempos. Em geral, os diâmetros apresentaram-se mais largos em função do tempo, exceto para o silicone por condensação. O atraso no vazamento gerou modelos significativamente mais curtos para o silicone por adição, o silicone por condensação e o polissulfeto, sendo a maior alteração entre 1 e 4h, e não afetou em altura os modelos obtidos a partir do poliéter. Os silicones permitiram repetição no vazamento, ao contrário do poliéter e do polissulfeto, provavelmente por apresentarem melhor recuperação elástica.

Tjan *et al.*, em 1986, estudaram a precisão de materiais de moldagem através da adaptação de restaurações confeccionadas sobre um modelo padrão e encaixadas sobre cada modelo produzido pelos moldes. Os polissulfetos apresentaram alteração insignificante nas primeiras 24h para “inlays”. Para coroas totais, recomendaram que os moldes fossem vazados assim que possível. Os poliéteres e silicones por adição apresentaram os melhores resultados, não sendo observadas alterações significantes até uma semana após a moldagem.

Em 1988, Salem *et al.* estudaram as propriedades mecânicas dos elastômeros. Observaram que os polissulfetos são muito mais extensíveis, tem menor resistência a tensão e módulo de elasticidade, e maior energia de rasgamento do que os silicones. O poliéter assemelha-se mais aos silicones do que o polissulfeto.

Em 1988, Lin *et al.* avaliaram a exatidão de 12 materiais de moldagem, de seis tipos diferentes, nas moldagens para prótese parcial fixa, por meio da fundição de uma peça protética única, confeccionada a partir de um modelo mestre, e de sua adaptação aos modelos de gesso obtidos pelos moldes. Verificaram que os poliéteres produziam as réplicas mais precisas para prótese parcial fixa; seguidos pelos silicones por adição, pelos polissulfetos e por uma combinação de hidrocolóides reversível/irreversível, e por último os hidrocolóides reversíveis e irreversíveis.

Gubeissi, em 1989, estudou a estabilidade dimensional de polissulfetos e poliéteres, sob influência do tempo de armazenagem do molde e do tipo de dente preparado. Construiu um modelo metálico com dois pilares simulando um pré-molar e um molar, preparados para coroa total, com uma marca mesial e outra distal, cada um. Foram realizadas trinta e seis moldagens com cada material, e as impressões foram levadas ao microscópio comparador, sendo medidas nos tempos zero, 30, 60 e 120min. Foi observado que ambos os materiais apresentaram contração, sendo que o polissulfeto apresentou contração média maior que o poliéter. Não houve diferença estatisticamente significativa quanto ao tipo de dente preparado (pré-molar ou molar), nem quanto ao tempo de armazenagem.

Gordon *et al.*, em 1990, avaliaram os efeitos de três tipos de moldeiras (individual termoplástica, individual de resina acrílica, e moldeira de estoque plástica) na exatidão dos modelos de gesso. Compararam as dimensões de um modelo mestre em aço, às dos modelos de gesso obtidos pela moldagem deste, utilizando um polissulfeto, um poliéter e um silicone por

adição. Observaram que o poliéter e o polissulfeto produziram modelos mais largos que o modelo mestre, o que pode ser relacionado com a contração do material em direção às paredes da moldeira durante a polimerização. As alterações em altura foram muito pequenas, mostrando pouca influência do tipo de moldeira. Concluíram que as moldeiras individuais produzem modelos com menores alterações dimensionais do que as moldeiras de estoque.

Em 1995, Pamenius & Ohlson analisaram a influência da estabilidade dimensional de materiais de moldagem na probabilidade de aceitação de uma restauração protética. Consideraram ideais as coroas que se adaptavam ao nível da margem do preparo, sem a presença de fendas, e aceitáveis as coroas com pequeno encurtamento marginal, desde que não apresentassem fendas. Os autores citaram Jorgensen (1978), que sugeriu que a adaptação marginal não deveria exceder 50µm; e Christensen (1966), que analisou a resolução óptica do olho, a forma da ponta do instrumento explorador e a qualidade de resolução das radiografias, afirmando que desadaptações inferiores a 50µm não seriam detectáveis. No entanto, consideraram esse valor (50µm) razoavelmente pequeno para ser usado como critérios de aceitação das restaurações. Desenvolveram então, um modelo matemático para determinar a influência das alterações do material de moldagem na adaptação marginal das restaurações.

Boulton *et al.*, em 1996, avaliaram a exatidão de moldes feitos com um silicone por adição, um polissulfeto e um poliéter, em função do tipo de moldeira. Moldaram um modelo mestre em aço, que simulava um pré-molar e um molar preparados para prótese fixa, utilizando moldeiras de estoque e moldeiras individuais com alívio interno de 3,5mm. Mediram oito distâncias (duas oclusais, duas cervicais, duas verticais e duas interpilares), comparando os modelos de gesso ao modelo mestre. Os modelos obtidos com polissulfeto apresentaram diminuição na altura do molar com os dois tipos de moldeira, e um aumento na distância mesio-distal do pré-molar com o uso de moldeiras individuais. A distância interpilares a nível oclusal não sofreu alteração com o

uso de moldeiras individuais, mas com o uso de moldeiras de estoque, sofreu aumento para o polissulfeto e diminuição para o poliéter.

Laufer *et al.*, também em 1996, analisando o efeito da espessura marginal na distorção de diferentes materiais de moldagem, compararam a precisão dimensional de três silicones por adição, um poliéter e um polissulfeto, por meio da moldagem de um modelo que simulava sulco gengival com diferentes espessuras. Não foram observadas grandes diferenças entre os materiais para moldagens de sulcos com mais de 0,2 mm de espessura. Houve alta prevalência de defeitos nos moldes de sulcos com 0,05 mm de espessura. Observaram que quando vazados imediatamente, o polissulfeto (Permlastic) e um dos silicones por adição (Examix) parecem ser mais precisos que os outros materiais, principalmente em áreas delgadas, como sulcos gengivais, apresentando melhor resistência à ruptura.

Federick & Caputo, em 1997, compararam a exatidão de dois hidrocolóides reversíveis, dois silicones por adição e um poliéter, em um experimento que simulava as condições clínicas de umidade e temperatura. Para isso, mantiveram um modelo mestre de resina acrílica ativada quimicamente, em banho de água morna, entre 31° e 33° C, antes dos procedimentos de moldagem. Concluíram que os hidrocolóides e o poliéter foram os mais precisos. Relataram também uma dificuldade de remoção dos moldes de poliéter, sendo necessário grande força para remover os moldes do modelo mestre e dos modelos de gesso, o que não aconteceu com os demais materiais testados.

Em 1998, Chai *et al.*, investigaram o módulo de elasticidade, o limite de escoamento, a força de tração no limite elástico e a energia de rasgamento de nove elastômeros. Concluíram que o polissulfeto apresenta baixa rigidez, baixo limite de escoamento, e baixa tolerância a força de tração, mas alta resistência ao rasgamento. O poliéter apresentou rigidez moderada (o que pode limitar seu uso em áreas retentivas); moderado limite de escoamento,

tolerância à força de tração relativamente baixa, e resistência ao rasgamento moderadamente alta.

Valle *et al.*, em 2001 avaliaram o comportamento morfodimensional de seis silicones por adição, um poliéter, um polissulfeto, um silicone por condensação e um hidrocolóide irreversível, utilizados em moldagens e transferência de implantes dentais. Concluíram que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes quando comparados ao modelo mestre. Todos os silicones por adição produziram modelos semelhantes, seguidos pelo poliéter, pelo polissulfeto, pelo silicone por condensação e por último, o hidrocolóide irreversível.

Em 2002, Thomgthammachat *et al.* avaliaram a precisão dimensional de modelos de gesso confeccionados a partir de diferentes tipos de moldeiras, diferentes materiais de moldagem (poliéter e silicone por adição), e diferentes tempos de armazenagem. Obtiveram modelos de gesso a partir da moldagem de um modelo padrão metálico, mantido a 35° C em umidade. Utilizaram quatro diferentes tipos de moldeiras individuais (de resina acrílica ativada quimicamente, de resina acrílica termo ativada, e de dois tipos de resina acrílica fotopolimerizáveis) e dois tipos de moldeiras de estoque (plásticas e metálicas perfuradas). Cada um dos moldes foi vazado em quatro tempos diferentes (30min, 6h, 24h e 30 dias). Todos os desvios médios para todos os tipos de moldeira com silicone estiveram dentro do aceitável clinicamente (<90µm), algumas distorções inaceitáveis foram encontradas para o poliéter. Segundo os autores, um molde feito com poliéter deve ser vazado dentro de 1 dia por causa da distorção do material com o tempo. O silicone apresentou melhor estabilidade dimensional por até 30 dias. Os autores concluíram que o uso de moldeiras individuais ou de estoque parece não interferir na exatidão dos modelos.

Fernandes Neto *et al.*, em 2002, descreveram o preparo para coroas totais em dentes posteriores, pela técnica da silhueta modificada. Afirmaram

que a quantidade de desgaste dependeria do tipo de material restaurador, assim como a forma do término cervical. As restaurações metalocerâmicas necessitam de aproximadamente 1,5mm de desgaste, e do término cervical em chanfrado longo.

Anusavice, em 2003, escreveu sobre os materiais de moldagem elastoméricos, abordando as características de cada um, suas propriedades viscoelásticas e composição química. Outras propriedades abordadas foram: tempo de presa e trabalho, estabilidade dimensional, reprodução de detalhes, desinfecção, propriedades reológicas, elasticidade, resistência ao rasgamento, biocompatibilidade, vida útil, além das melhores formas para a confecção de moldes.

Em 2003, Johnson *et al.* avaliaram o efeito da umidade de superfície na reprodução de detalhes de moldes de poliéteres e silicones por adição. Utilizaram um instrumento de análise de superfície, comparando as superfícies de um padrão (usado como calibrador do instrumento) às dos moldes realizados sob condições seca e úmida. O poliéter mostrou melhor reprodução de detalhes sob condições de umidade do que os silicones. A técnica de moldagem em mistura simples mostrou melhores resultados que a de dupla mistura, tanto em condição de superfície seca quanto em úmida.

Em 2004, Pegoraro *et al.* descreveram a técnica para confecção de casquetes individuais, com o uso de resina acrílica ativada quimicamente, como um método mecânico de afastamento gengival não traumático ao periodonto de proteção. Afirmaram que qualquer material de moldagem de consistência regular pode ser indicado com esta técnica, e destacou a importância do uso do adesivo próprio de cada material.

Em 2004, Soares *et al.* desenvolveram uma máquina padronizadora de preparos, em uma pesquisa para avaliar a resistência a fratura de dentes restaurados com compósitos indiretos e inlays de cerâmica.

Kanehira *et al.*, em 2006, avaliaram a precisão de modelos de gesso produzidos por moldes de poliéter e silicones por adição após longo período de estocagem a 0, 50 e 100% de umidade relativa. Estudaram dois tipos de poliéter, um convencional (Impregum) e um material alternativo chamado P2 Polyether, cuja polimerização ocorre por uma reação de condensação hidrolítica, liberando água. Concluíram que os moldes de silicone por adição (Flexitime) podem ser armazenados por 5 dias antes de vazados sem sofrer alterações significantes, enquanto os moldes de P2 Polyether devem ser vazados preferencialmente antes de 24 horas. Os moldes de Impregum garantem precisão dimensional apenas quando estocados em ambiente com umidade relativa inferior a 50%.

3. Proposição

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propôs a:

1. Avaliar a alteração dimensional de um polissulfeto e de um poliéter, em função do tempo de armazenagem dos moldes
2. Estudar os sentidos em que ocorrem as alterações lineares nos modelos de gesso

4. Materiais e Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

As alterações lineares foram avaliadas por meio da mensuração de modelos de gesso obtidos a partir de moldes de polissulfeto de consistência regular (Regular Permlastic; Kerr Corporation, Orange CA-92867, EUA, lote: 4-2344) e poliéter de consistência regular (Impregum Soft – média viscosidade; 3M-ESPE/AG D-82729, Seefeld, Alemanha, lote: 10025), comparando-os a um modelo mestre com dentes naturais preparados.

4.1. Confecção do Modelo Mestre

Para a confecção do modelo mestre, foram utilizados dois dentes naturais humanos: um segundo pré-molar superior esquerdo e um segundo molar superior esquerdo. O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa/UFU, parecer nº 038/05 (Anexo 1). A coleta foi realizada no Hospital Odontológico da Faculdade de Odontologia – UFU, a partir de um único paciente, que autorizou a utilização de seus dentes na pesquisa por meio de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 2).

Os dentes receberam preparos para coroa total metalocerâmica, seguindo a técnica da silhueta modificada (Fernandes Neto *et al.*, 2002). Foi realizado desgaste de 1,5mm nas faces oclusais e 1,2mm nas paredes axiais, e definido término cervical em chanfrado longo (Figura 1).

Os dentes foram fixados em modelo de cera, mantendo espaço protético entre eles equivalente ao primeiro molar superior esquerdo e, com auxílio de delineador (delineador B2, Bio-Art, São Paulo, Brasil) foram posicionados paralelos entre si, no plano horizontal e então fixados com resina acrílica ativada termicamente (Clássico – incolor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). (Figura 1)

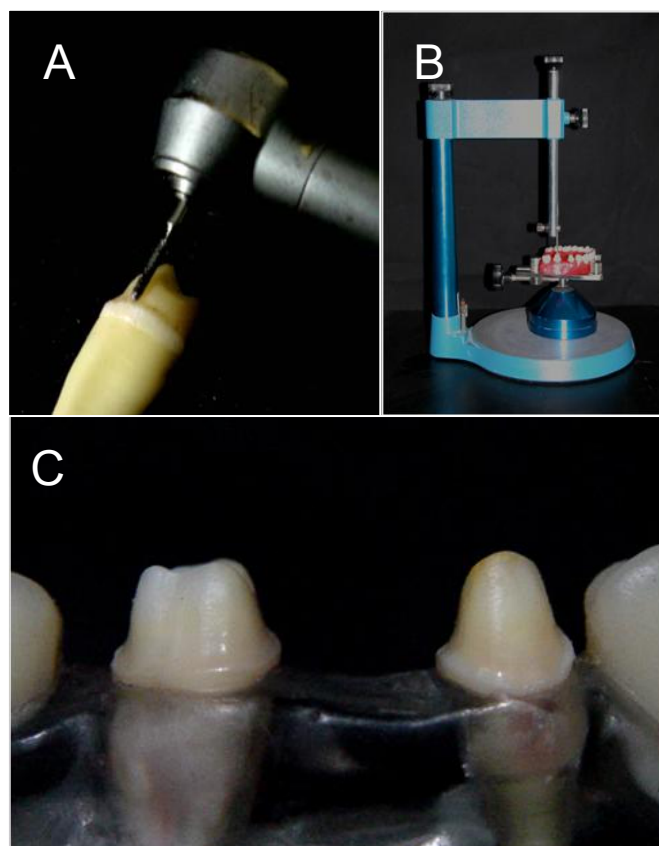


Figura 1. Confecção do modelo mestre.

A. preparo dos dentes para coroa total metalocerâmica. B. posicionamento em cera com auxílio de delineador. C. dentes fixados em acrílico.

Com broca esférica carbide $\frac{1}{4}$ (com 0,5mm de diâmetro), em máquina padronizadora de preparos (Soares *et al.*, 2004), foram feitos quatro orifícios na face oclusal (mesial, distal, vestibular e palatina), e dois na face vestibular (nos terços cervical e oclusal) de cada dente, observando o alinhamento dos mesmos (Figura 2). A partir das margens destes orifícios, obtiveram-se sete distâncias para medição (Figura 3).

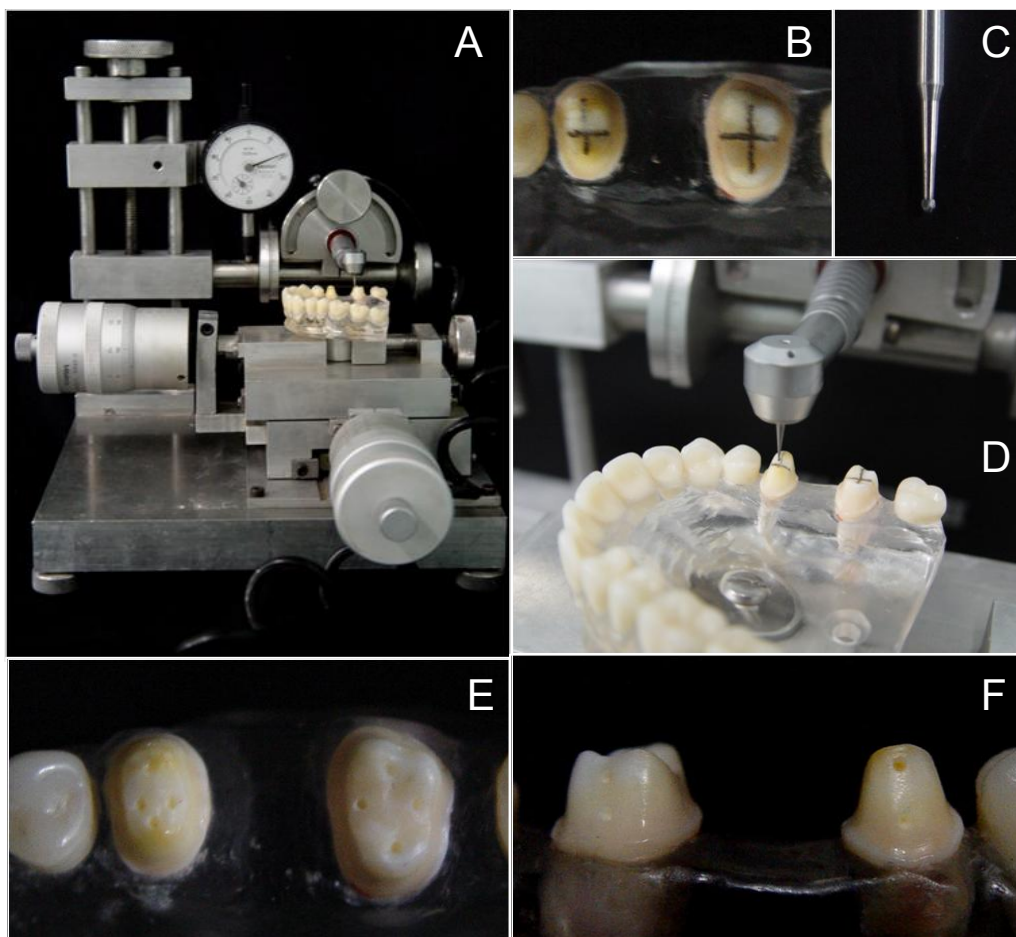


Figura 2. Confeção dos orifícios de referência.

A. máquina padronizadora de preparos. B. planejamento dos orifícios. C. broca esférica carbide 1/4. D. confecção dos orifícios. E. orifícios oclusais e F. orifícios vestibulares.

O modelo foi então montado em base de *nylon* – Tecnil, plana, circular e com adaptação precisa ao dispositivo de moldagem (Figura 4).

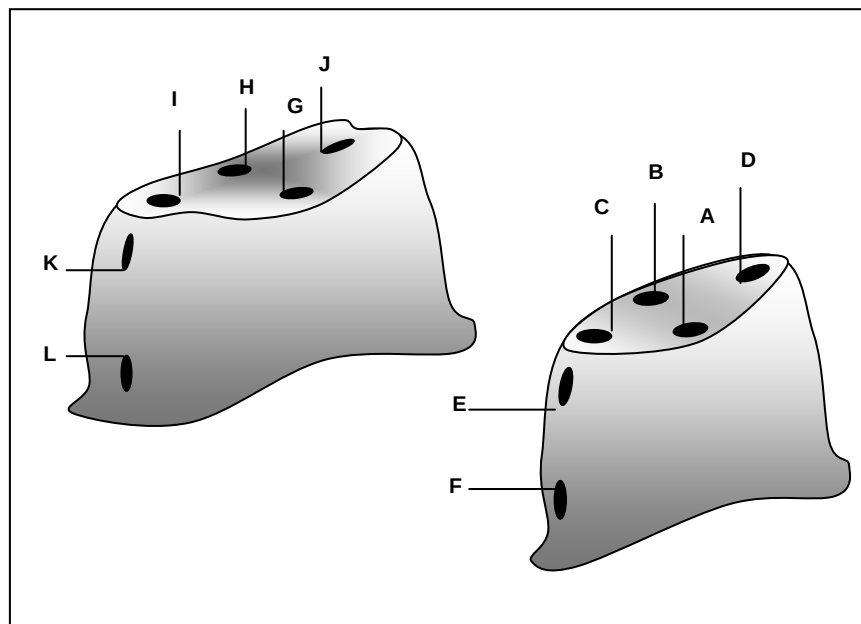


Figura 3. Desenho esquemático dos pontos de referência em orifício para medição em microscópio comparador.

Distâncias mensuradas: AB (mésio-distal do pré-molar), CD (vestíbulo-palatina do pré-molar), EF (cérvico-oclusal do pré-molar), GH (mésio-distal do molar), IJ (vestíbulo-palatina do molar), KL (cérvico-oclusal do molar) e BG (distância inter-pilares)



Figura 4. Modelo mestre montado em base de nylon – Tecnil.

4.2. Moldagem e Confecção das Amostras

Foi desenvolvido um dispositivo para moldagem e confecção das amostras, em *nylon* – Tecnil. Confeccionou-se um suporte em metal para adaptação em mesa, com encaixe para fixação da base do modelo mestre, que permitiu a remoção do molde em movimento único (Figuras 5 e 6).

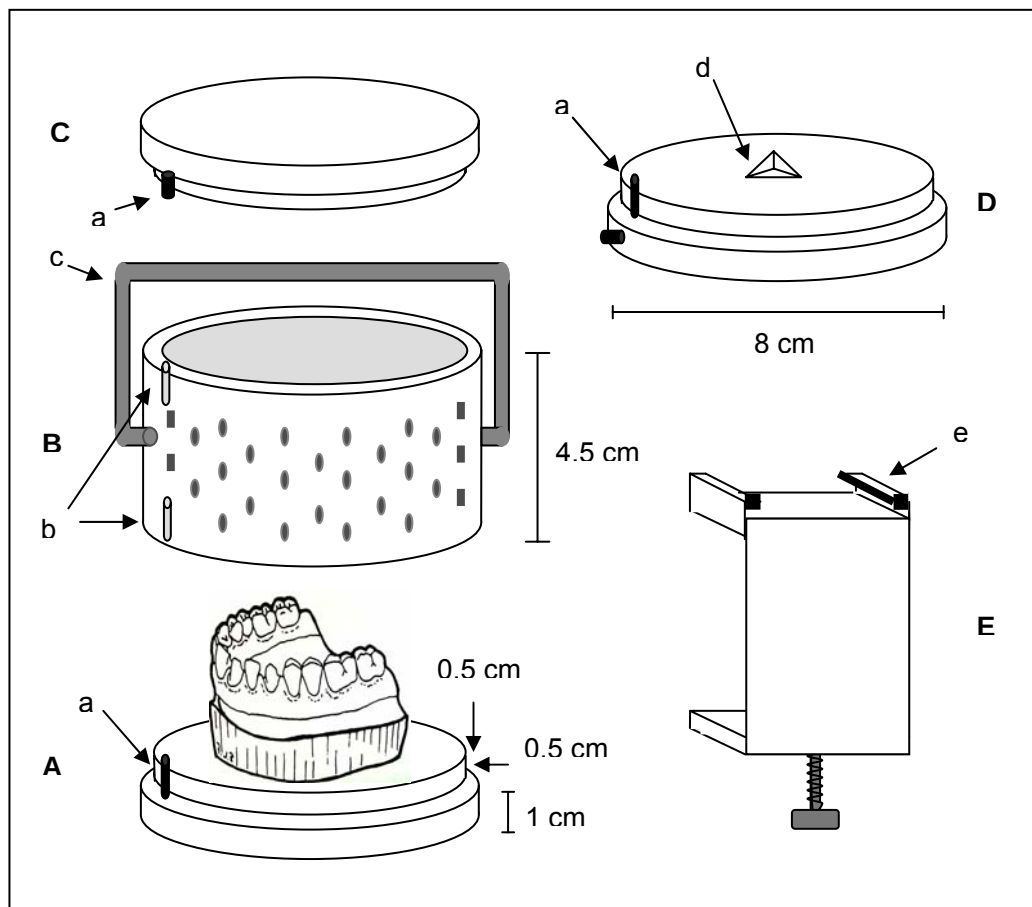


Figura 5. Desenho esquemático do dispositivo para moldagem e confecção dos modelos, com suas respectivas dimensões.

A. base e modelo-mestre parafusado. B. moldeira aberta. C. tampa da moldeira. D. base réplica para confecção dos modelos de gesso, com encaixe piramidal. E. suporte com adaptação em mesa, para fixação das bases durante remoção do molde.

a) pinos para direcionamento do encaixe das peças (em A, C e D). b) orifícios para encaixe dos pinos (em B). c) alça de remoção da moldeira (em B). d) caixa piramidal para confecção de encaixes nos modelos (em D). e) braço do suporte para mesa com encaixe nas bases, para aplicação de carga de remoção (em E).

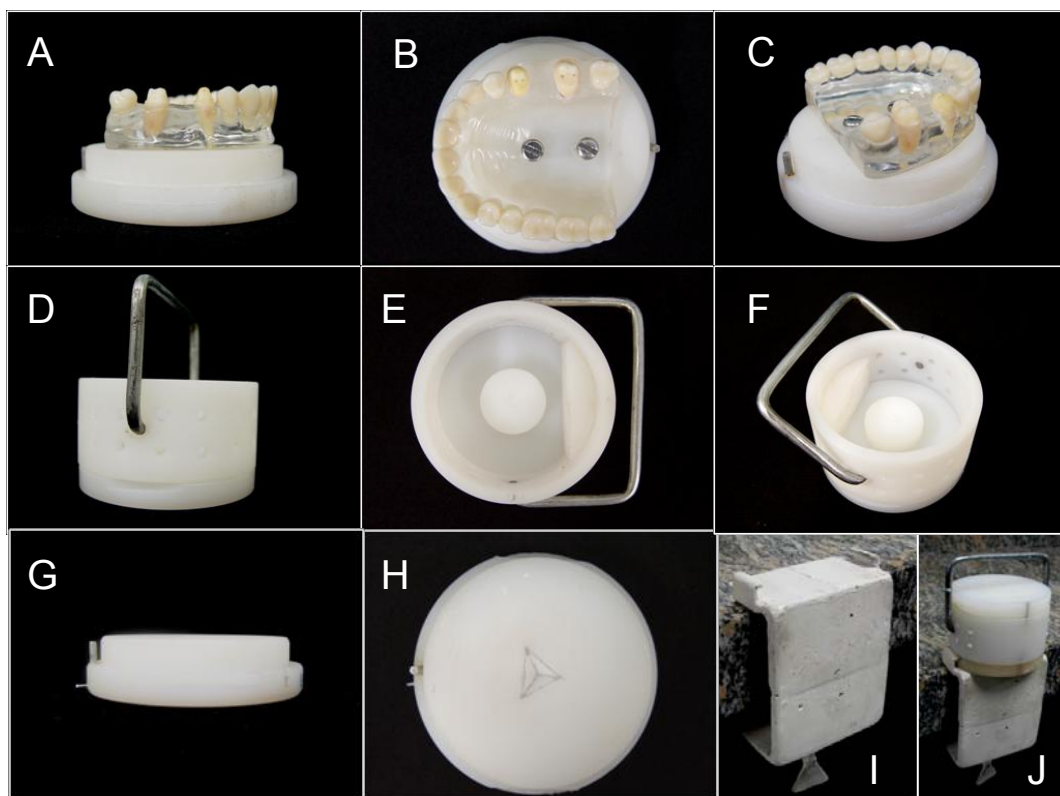


Figura 6. Dispositivo para moldagem e confecção dos modelos.
A, B e C. base e modelo-mestre parafusado. D, E e F. moldeira fechada com tampa. G e H. base réplica para confecção dos modelos de gesso, com encaixe piramidal. I. suporte com adaptação em mesa para fixação das bases durante remoção do molde. J. conjunto todo acoplado.

As moldagens foram realizadas pela técnica de casquetes individuais (Pegoraro *et al.*, 2004; Marcinak *et al.*, 1980; Williams *et al.*, 1984). Foram confeccionados dois casquetes em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico – rosa, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil), com alívio interno de 1,5mm (espaço obtido por meio de coppings metálicos fundidos, desenvolvidos por processo de enceramento e fundição em liga de NiCr), reembasados e unidos por barra também em RAAQ (Duralay - vermelha, Polidental Ind. e Com. Ltda. São Paulo, Brasil). A partir deste protótipo foi feito um duplicador em borracha (Aerojet Brasileira de Fiberglass LTDA, São Paulo), permitindo a confecção de réplicas do mesmo. Após remoção do duplicador, os

casquetes eram separados, reembasados e reunidos, evitando alterações de forma e adaptação causadas pela contração da resina acrílica. Foram confeccionados 60 pares de casquetes, e armazenados em recipiente com água por no mínimo 24 horas antes do procedimento de moldagem (Figura 7).

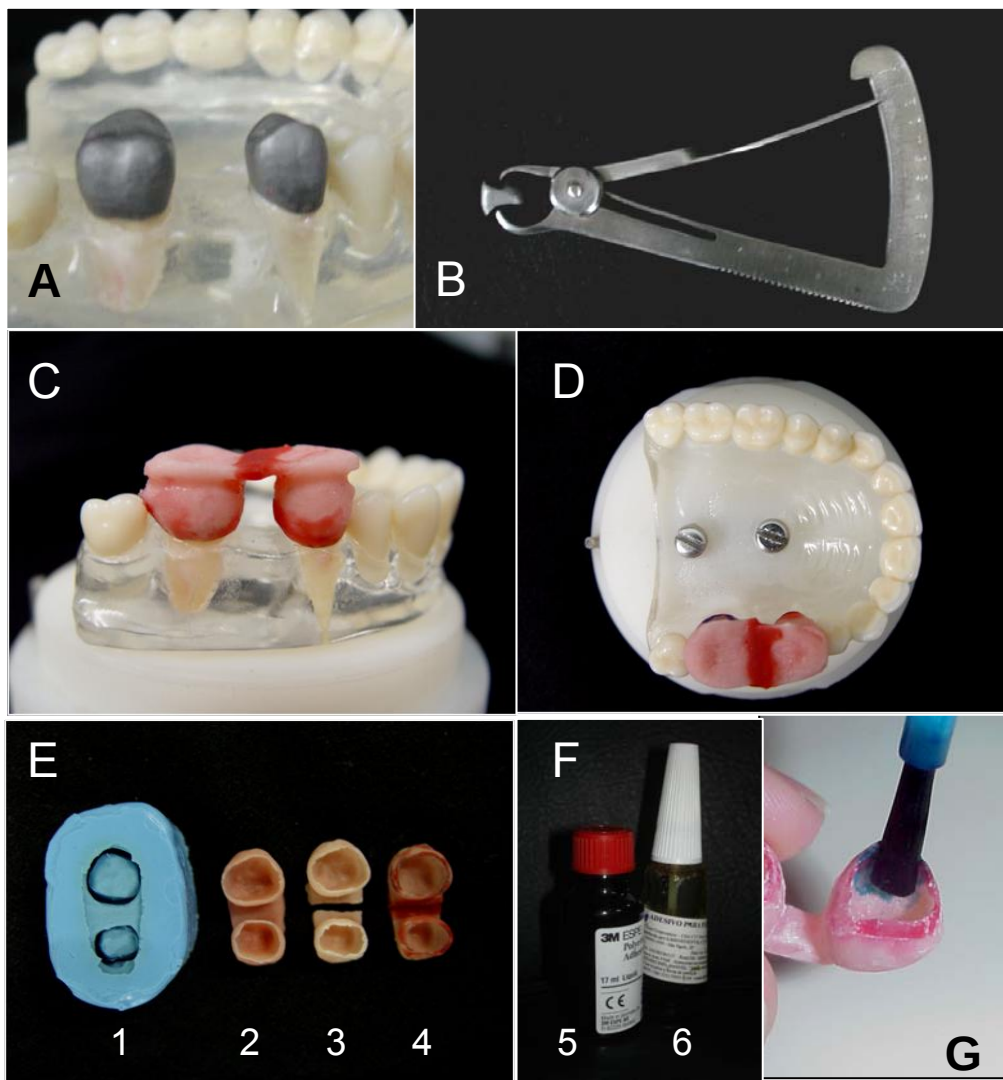


Figura 7. Procedimento de confecção dos casquetes.

A. coppings metálicos em posição. B. especímetro confirmando espessura de 1,5mm. C e D. confecção de dois casquetes em RAAQ, unidos por barra também em RAAQ. E. duplicação dos casquetes (1. matriz em borracha, 2. casquetes após remoção da matriz, 3. casquetes separados, e 4. casquetes reembasados e unidos novamente). F. adesivos específicos de cada material (5. adesivo para Impregum, 6. adesivo para Permlastic). G. aplicação do adesivo.

Após o reembasamento dos casquetes foi aplicado o adesivo específico de cada material (Polyether Adesive, 3M-ESPE/AG D-82229, Seefeld, Alemanha, lote: 190822; e Adesivo para Permlastic, Kerr Corporation, Orange CA-92867, EUA, lote: 3-1301), deixando-o secar por no mínimo 15min, seguindo recomendações dos fabricantes (Figura 7).

O modelo mestre foi mantido em recipiente contendo água destilada, armazenado em estufa bacteriológica, à temperatura de 37°C (Myers & Stockman, 1960; Williams *et al.*, 1984), por período mínimo de 15min (Thongthammachat *et al.*, 2002) (Figura 8). Antes da moldagem, os dentes eram secados por meio de um leve jato de ar.

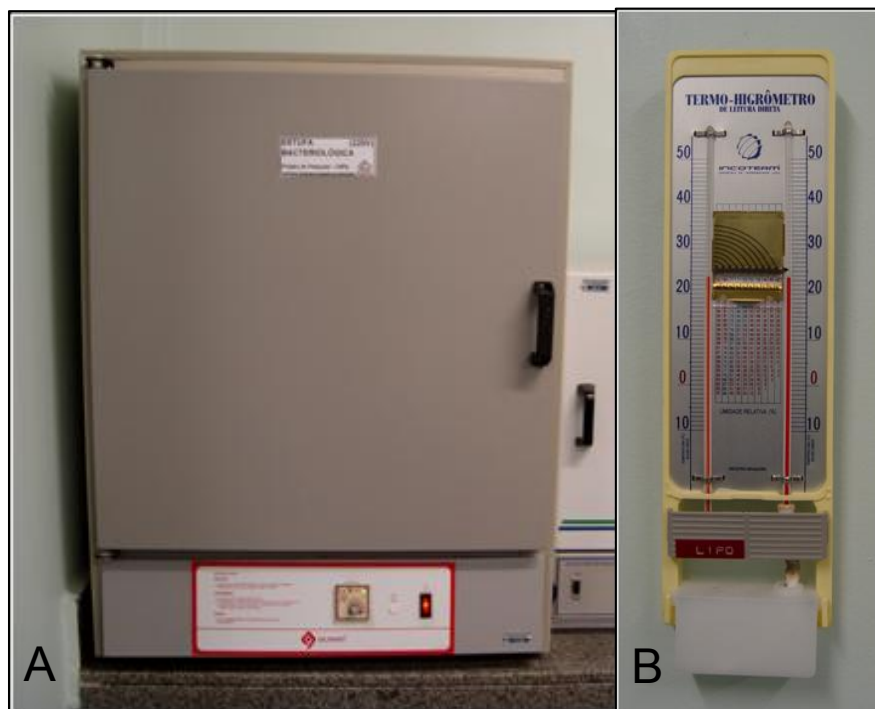


Figura 8. Controle de temperatura. A. estufa bacteriológica.
B. termômetro ambiente.

Os materiais eram proporcionados por meio de seringas hipodérmicas plásticas (Cirúrgica Passos, Curitiba, Brasil), manipulados de acordo com recomendações dos fabricantes, por 30s, sob temperatura ambiente de $25 \pm 1^\circ \text{C}$. Uma parte era aplicada sobre os dentes, assegurando o preenchimento dos orifícios utilizados como pontos de referência, e outra parte nos casquetes, que eram então colocados em posição sob pressão digital (Figura 9).

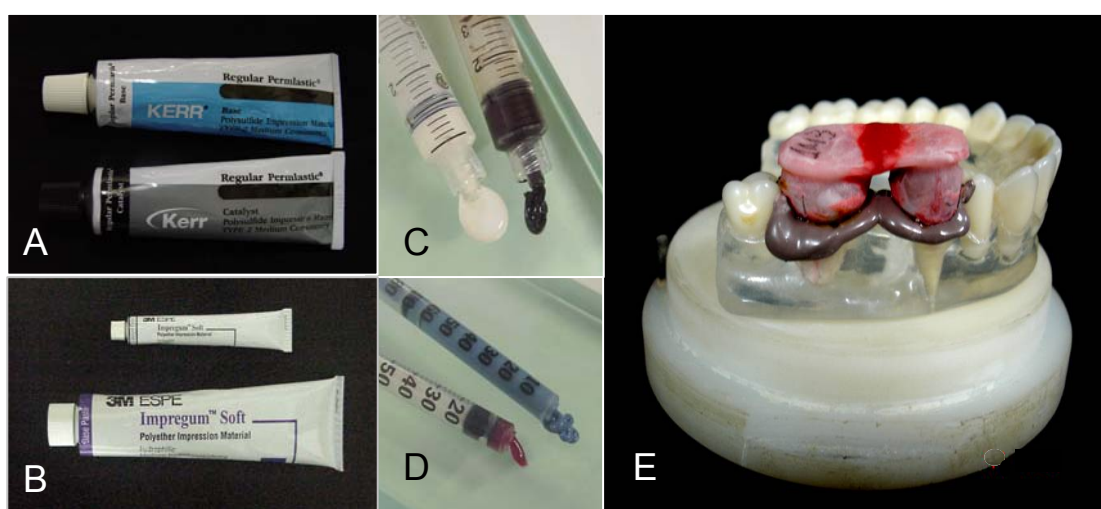


Figura 9. Procedimento de moldagem. A. polissulfeto (Permlastic). B. Poliéter (Impregum Soft). C e D. materiais proporcionados por meio de seringas hipodérmicas plásticas. E. casquetes posicionados durante a moldagem.

Dez minutos após o início da manipulação do material, uma moldeira universal em nylon preenchida com hidrocolóide irreversível (Jeltrate; Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil, lote:134727) era posicionada no modelo mestre contendo os casquetes. Após a presa do hidrocolóide (5min) removia-se o molde em golpe único, para minimizar a deformação durante a remoção (Figura 10).

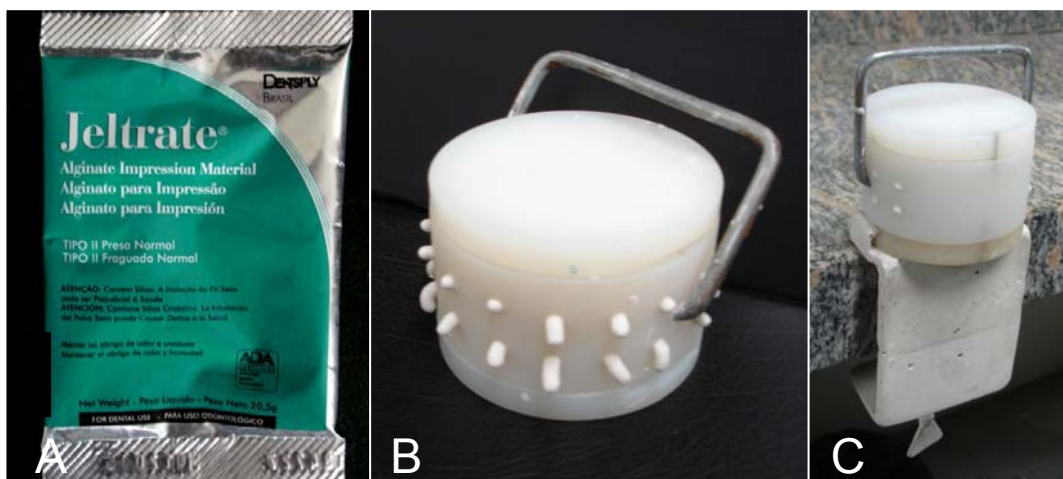


Figura 10. Moldagem para remoção.

A. hidrocolóide irreversível (Alginato). B. moldeira em posição durante o ato da moldagem. C. conjunto acoplado ao suporte de fixação em mesa, para remoção em movimento único.

Após a remoção, os moldes foram armazenados em recipiente com umidade relativa de 100%, à temperatura ambiente, nos tempos 30min, 2h e 12h. Para a manutenção da umidade e da temperatura constantes, utilizou-se uma caixa térmica, com esponja umedecida no interior (Figura 11).



Figura 11. Armazenagem do molde em caixa térmica, mantendo temperatura e umidade constantes.

Para a confecção dos modelos foi utilizado gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr Corporation, Orange CA-92867, EUA, lote: 3-22295), em proporção de 60g de pó para 12ml de água destilada, manipulado mecanicamente por 30s, em inclusor a vácuo (A-300, Polidental Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil), vertido no molde sob vibração mecânica. Aguardava-se 2h até a presa total do gesso, para remover o modelo do molde (atendendo a recomendação do fabricante). Obtiveram-se o total de 60 amostras, 30 para cada grupo experimental (Figura 12). Os grupos foram identificados de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1. Grupos e Subgrupos

GRUPO	SUBGRUPO	IDENTIFICAÇÃO	Nº de Amostras
Polissulfeto	30min	PS-1	10
	2h	PS-2	10
	12h	PS-3	10
Poliéter	30min	PE-1	10
	2h	PE-2	10
	12h	PE-3	10

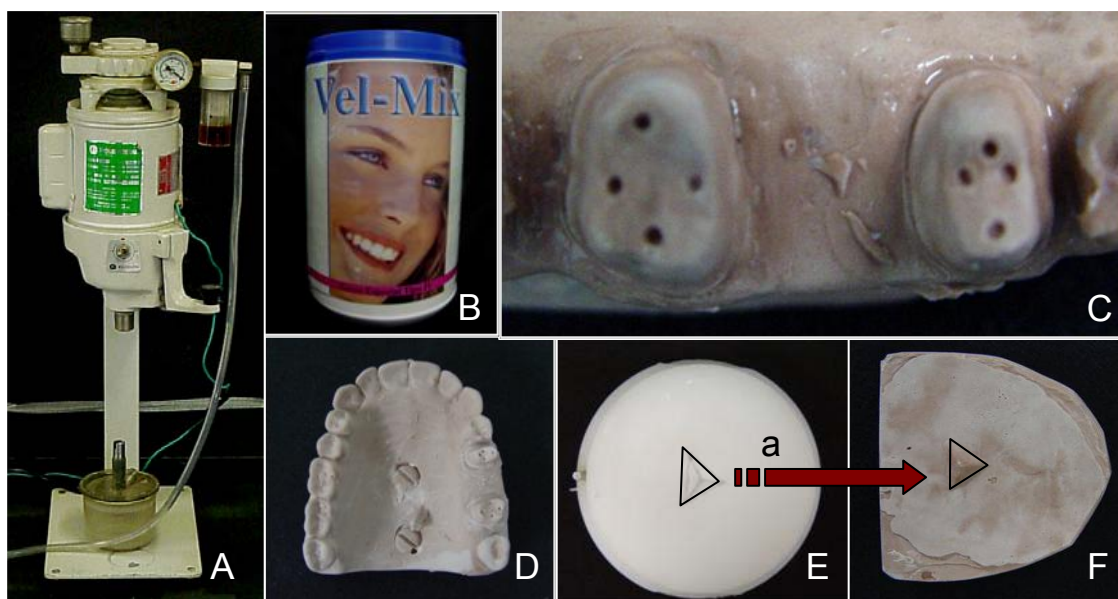


Figura 12. Confeção dos modelos de gesso.

A. inclusor a vácuo completo. B. gesso tipo IV (Vel-Mix). C. visualização dos orifícios de referência nos modelos. D. modelo de gesso (vista oclusal). E. base réplica para confecção dos modelos de gesso. F. base do modelo de gesso com detalhe da obtenção de um encaixe piramidal entre modelo e base réplica (a).

4.3. Mensuração dos Modelos

As mensurações foram feitas por três examinadores previamente calibrados, evitando possível influência de erro humano ou possível tendenciosidade, em microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Co. Ltda., Japão), com precisão de 0,001 mm, em aumento de 40x (Figura 13). Cada examinador realizou três medições para cada uma das distâncias.

Foi desenvolvido um dispositivo de fixação das amostras ao microscópio. Para mensuração das distâncias axiais, as amostras foram adaptadas diretamente ao dispositivo, em um suporte vertical. Para mensuração das distâncias oclusais e interpilares, o dispositivo continha um sistema de encaixe à base réplica para modelos, estabilizando-a no plano horizontal; e a base réplica, por sua vez, possuía uma caixa piramidal para encaixe das amostras. Isso permitiu que durante a leitura o microscópio fosse

movimentado em um único eixo, assegurando melhor reprodutibilidade ao processo de medição (Figura 14).

Os valores obtidos nos grupos experimentais foram comparados às mensurações obtidas no modelo mestre.

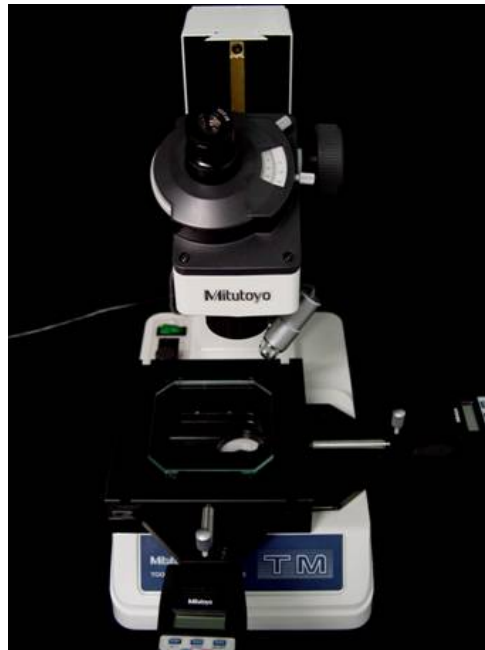


Figura 13. Microscópio comparador.

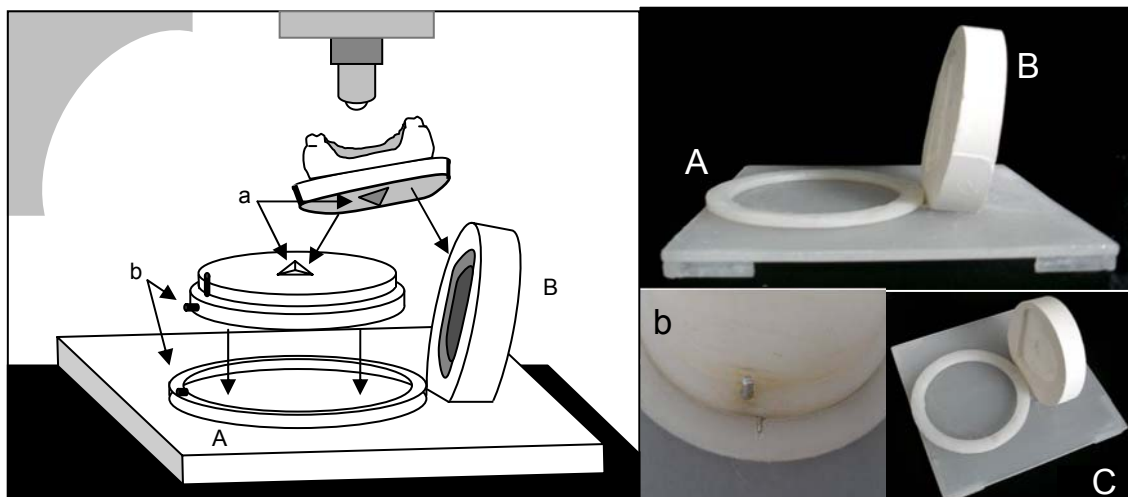


Figura 14. Dispositivo de fixação das amostras para leitura no microscópio. A. suporte para leituras horizontais. B. suporte para leituras verticais. a) encaixe das amostras na base réplica para modelos. b) encaixe da base réplica no suporte para leituras horizontais. C. vista superior.

4.4. Análise Estatística

Após verificação da distribuição normal dos dados, foi realizada Análise de variância em esquema fatorial 2 x 3 (material x tempo de armazenagem) e teste de Tukey. Cada combinação de material e tempo foi também comparada com os resultados do modelo mestre por meio de teste *t*-Student para uma média. O nível de significância considerado em todos os testes foi o de 5%.

5. Resultados

5. RESULTADOS

A análise exploratória dos dados revelou que os mesmos atendiam as pressuposições da análise de variância. A partir dos dados coletados pelos três examinadores, foi obtida a média para cada distância mensurada.

As médias obtidas no modelo mestre, foram utilizadas como valor referencial para comparação com as amostras, por meio do teste *t*-Student.

5.1. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância AB (mésio-distal do pré-molar)

Quadro 1. Valores das alterações encontrados para distância AB (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 1,152						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,004	0,004	0,006	-0,007	0,020	-0,002
2	0,006	0,006	0,006	-0,007	-0,014	-0,009
3	0,001	0,000	-0,003	-0,006	-0,004	-0,006
4	0,003	0,008	0,015	0,017	0,002	-0,009
5	-0,013	0,008	-0,010	-0,004	-0,032	-0,001
6	0,011	-0,002	0,011	0,018	0,004	0,004
7	-0,006	0,004	-0,007	0,002	0,003	-0,001
8	-0,012	0,000	-0,005	0,004	0,004	-0,008
9	0,000	-0,003	0,007	0,003	-0,004	0,005
10	-0,004	0,011	0,001	0,019	0,003	-0,014
MÉDIA	-0,001	0,004	0,002	0,004	-0,002	-0,004
DESV. PAD.	0,008	0,005	0,008	0,011	0,014	0,006

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

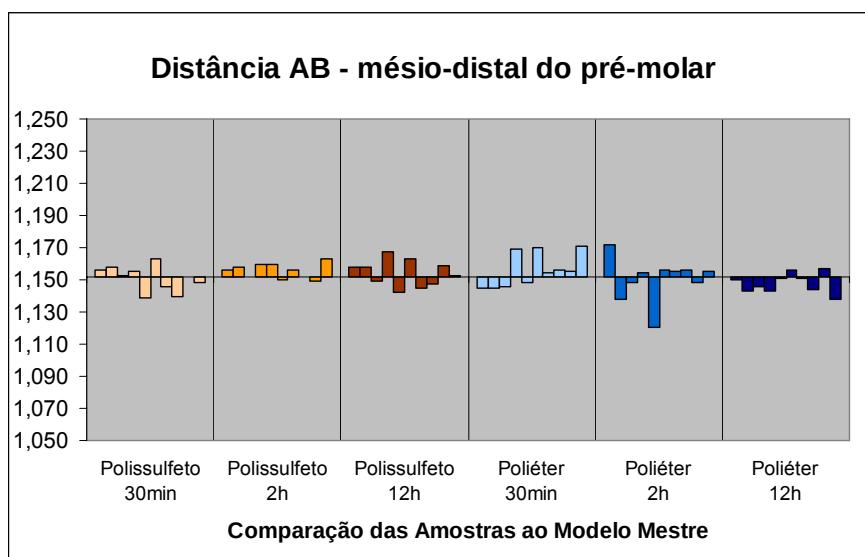


Figura 15. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância AB.

Tabela 2. Análise de variância para a distância mésio-distal do pré-molar

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00007482	0.00007482	0.93	0.3399
Tempo	2	0.00006610	0.00003305	0.41	0.6659
Material*tempo	2	0.00038323	0.00019162	2.38	0.1027
Resíduo	54	0.00435670	0.00008068		
Total	59	0.00488085			

Tabela 3. Resultado estatístico para a distância mesio-distal do pré-molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	Aa	Aa
2 horas	*Aa	Aa
12 horas	Aa	Aa

*Difere do modelo mestre pelo teste t para uma média ($P < 0,05$)

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

O teste t-Student mostrou haver diferença estatisticamente significativa apenas para o subgrupo PS-2, quando comparado ao modelo mestre. Como resultado da análise de variância fatorial, não foi observada diferença significativa entre os dois materiais, e nem entre os diferentes tempos de armazenagem (Tabela 3).

5.2. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância CD (vestíbulo-palatina do pré-molar)

Quadro 2. Valores das alterações encontrados para distância CD (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 2,520						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,012	0,015	0,023	0,024	0,014	0,002
2	0,006	0,022	0,025	0,017	0,024	0,010
3	-0,012	0,027	0,017	0,011	0,047	-0,100
4	0,009	0,027	0,028	0,056	0,008	0,002
5	0,010	0,043	0,020	0,010	0,030	0,027
6	-0,009	0,028	0,008	0,009	0,042	0,014
7	0,025	0,011	0,012	0,027	-0,002	0,030
8	0,011	0,000	0,015	0,021	-0,019	0,026
9	0,029	0,005	0,023	0,029	0,025	0,026
10	0,014	0,027	0,012	0,006	0,003	0,041
MÉDIA	0,010	0,021	0,018	0,021	0,017	0,008
DESV. PAD.	0,013	0,013	0,007	0,015	0,020	0,040

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

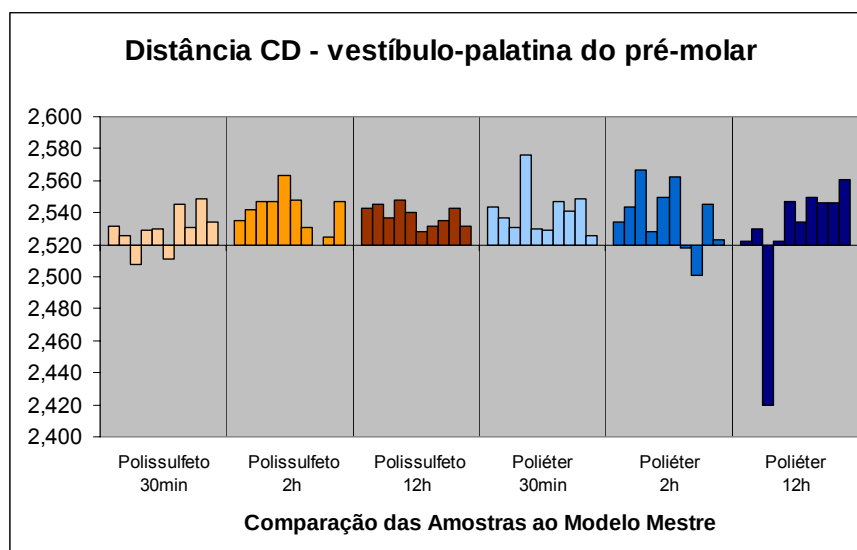


Figura 16. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância CD.

Tabela 4. Análise de variância para a distância vestibulo-palatina do pré-molar.

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00000882	0.00000882	0.02	0.8870
Tempo	2	0.00034293	0.00017147	0.40	0.6748
Material*tempo	2	0.00125813	0.00062907	1.45	0.2427
Resíduo	54	0.02337030	0.00043278		
Total	59	0.02498018			

Tabela 5. Resultado estatístico para a distância vestibulo-palatina do pré-molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	*Aa	*Aa
2 horas	*Aa	*Aa
12 horas	*Aa	Aa

*Difere do modelo mestre pelo teste t para uma amostra ($P < 0,05$)

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

Neste caso, observou-se aumento da distância vestibulo-palatina do pré-molar em relação ao mestre, comum aos dois grupos (Figura 16). Isso foi confirmado pela análise estatística, onde foi observada diferença significativa para todos os subgrupos, com exceção do subgrupo PE-3 (Tabela 5).

Como resultado da análise de variância fatorial, não foi observada diferença significativa entre os dois materiais, e nem entre os diferentes tempos de armazenagem (Tabela 5).

5.3. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância EF (cérvico-oclusal do pré-molar)

Quadro 3. Valores das alterações encontrados para distância EF (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 2,194						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	-0,014	-0,002	0,102	-0,012	-0,016	0,002
2	0,028	-0,020	0,008	-0,020	0,013	-0,010
3	-0,010	0,022	0,018	-0,001	-0,019	0,009
4	0,033	-0,040	0,041	0,003	-0,038	0,013
5	-0,018	-0,014	0,019	0,002	-0,001	0,021
6	-0,025	0,026	-0,013	-0,044	-0,041	0,032
7	-0,004	0,050	-0,039	-0,016	0,014	-0,040
8	-0,008	0,057	0,041	0,005	-0,018	-0,019
9	-0,036	0,032	0,018	0,049	-0,035	0,021
10	0,005	0,049	0,028	-0,024	0,022	-0,008
MÉDIA	-0,005	0,016	0,022	-0,006	-0,012	0,002
DESV. PAD.	0,022	0,033	0,037	0,025	0,023	0,022

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

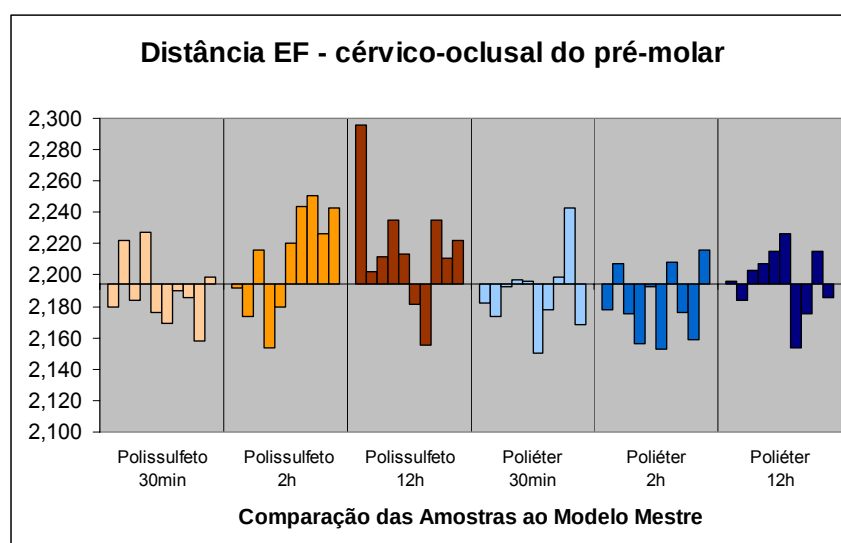


Figura 17. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância EF.

Tabela 6. Análise de variância para a distância cérvico-oclusal do pré-molar

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00401802	0.00401802	5.28	0.0254
Tempo	2	0.00312013	0.00156007	2.05	0.1384
Material*tempo	2	0.00190013	0.00095007	1.25	0.2948
Resíduo	54	0.04106030	0.00076038		
Total	59	0.05009858			

Tabela 7. Resultado estatístico para a distância cérvico-oclusal do pré-molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	Aa	Ba
2 horas	Aa	Ba
12 horas	Aa	Ba

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

Para a distância cérvico-oclusal do pré-molar, não foram observadas alterações estatisticamente significantes com relação ao modelo mestre (Tabela 7).

A análise de variância fatorial também não revelou diferença significativa entre os três tempos de armazenagem. Mas houve um comportamento diferente entre o polissulfeto e o poliéter em todos os tempos (Tabela 7). O polissulfeto parece apresentar uma tendência a aumento da distância em relação ao mestre, progressiva com o tempo. O poliéter parece apresentar uma tendência à diminuição, principalmente nos tempos de 30 min e 2h (Figura 17).

5.4. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância GH (mésio-distal do molar)

Quadro 4. Valores das alterações encontrados para distância GH (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 2,569						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,011	0,018	-0,011	0,004	0,020	0,013
2	-0,021	0,013	-0,011	-0,023	-0,007	0,014
3	0,018	0,013	0,010	0,016	-0,026	0,001
4	-0,003	0,065	0,009	-0,008	0,000	-0,028
5	-0,007	0,019	0,008	0,005	-0,026	-0,010
6	0,010	0,018	0,003	0,008	-0,038	-0,008
7	-0,053	-0,013	0,017	-0,002	-0,019	0,005
8	0,014	0,007	0,000	0,007	0,008	0,003
9	0,023	0,015	0,001	-0,008	-0,005	-0,016
10	0,013	0,005	0,004	0,013	-0,032	0,025
MÉDIA	0,001	0,016	0,003	0,001	-0,013	0,000
DESV. PAD.	0,023	0,020	0,009	0,012	0,019	0,016

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

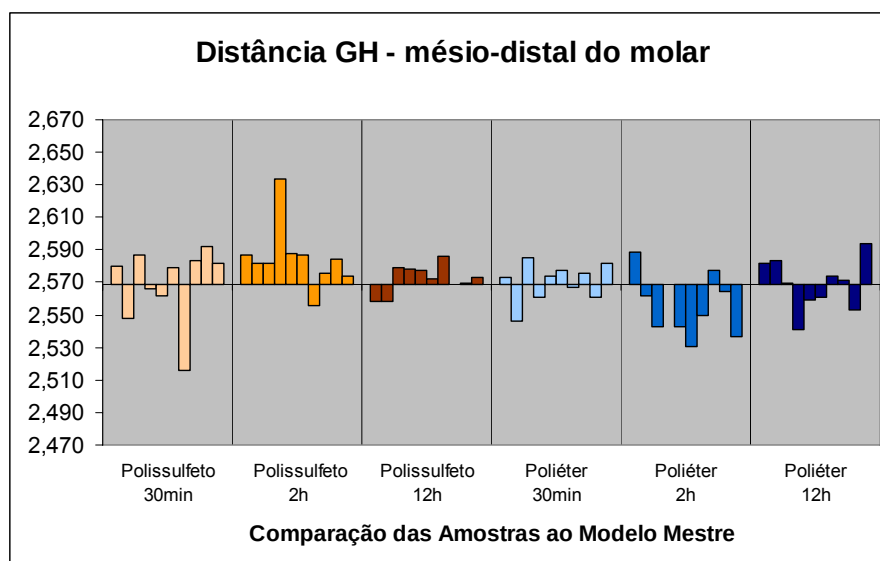


Figura 18. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância GH.

Tabela 8. Análise de variância para a distância méso-distal do molar

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00160167	0.00160167	5.56	0.0220
Tempo	2	0.00000823	0.00000412	0.01	0.9858
Material*tempo	2	0.00251323	0.00125662	4.37	0.0175
Resíduo	54	0.01554220	0.00028782		
Total	59	0.01966533			

Tabela 9. Resultado estatístico para a distância méso-distal do molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	Aa	Aa
2 horas	*Aa	Ba
12 horas	Aa	Aa

*Difere do modelo mestre pelo teste t para uma amostra ($P < 0,05$)

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical, diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

Quando comparados ao modelo mestre, apenas o subgrupo PS-2 apresentou alteração estatisticamente significativa (Tabela 9), com tendência a aumento desta dimensão (Figura 18).

Como resultado da análise de variância fatorial, não foi observada diferença significativa entre os três tempos de armazenagem (Tabela 9). Mas comparando os materiais, observou-se que o polissulfeto apresentou comportamento diferente do poliéter para o tempo de 2h (Tabela 9), com uma tendência a aumento dos modelos, enquanto o poliéter apresentou tendência a diminuição para esta distância (Figura 18).

5.5. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância IJ (vestíbulo-palatina do molar)

Quadro 5. Valores das alterações encontrados para distância IJ (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 3,940						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,001	-0,004	0,019	-0,020	0,011	0,010
2	-0,014	0,003	-0,001	-0,020	-0,005	0,033
3	0,019	-0,009	0,005	-0,020	-0,021	0,089
4	-0,010	-0,006	-0,031	0,028	-0,018	0,029
5	0,010	0,004	-0,004	-0,028	-0,113	-0,019
6	-0,029	-0,010	-0,014	-0,005	-0,003	-0,012
7	-0,011	-0,018	-0,026	0,011	0,044	-0,021
8	-0,015	0,007	-0,015	-0,020	0,034	-0,034
9	0,010	0,002	-0,016	0,017	0,012	0,004
10	-0,082	-0,024	0,002	0,004	0,012	0,015
MÉDIA	-0,012	-0,006	-0,008	-0,005	-0,005	0,009
DESV. PAD.	0,028	0,010	0,015	0,019	0,043	0,036

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

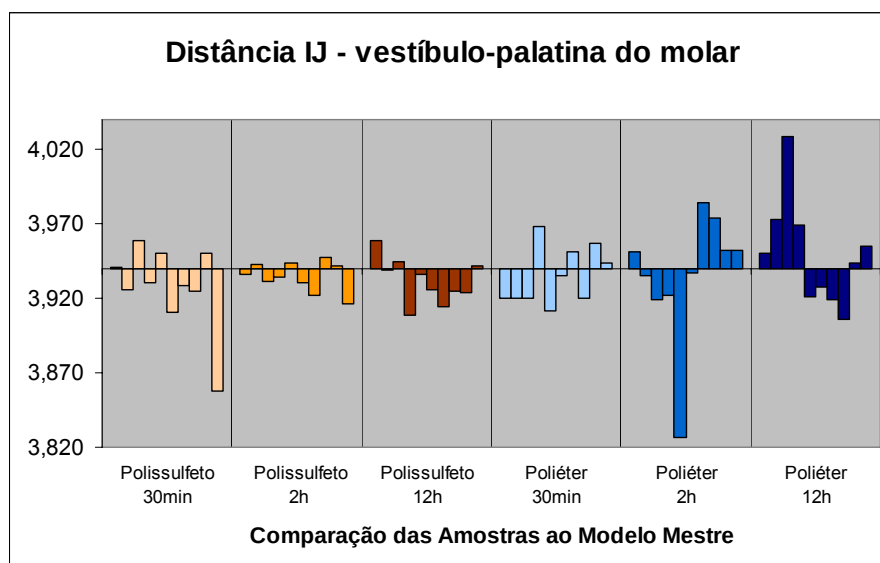


Figura 19. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância IJ.

Tabela 10. Análise de variância para a distância vestibulo-palatina do molar

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00105002	0.00105002	1.35	0.2497
Tempo	2	0.00088963	0.00044482	0.57	0.5669
Material*tempo	2	0.00071563	0.00035782	0.46	0.6328
Resíduo	54	0.04187490	0.00077546		
Total	59	0.04453018			

Tabela 11. Resultado estatístico para a distância vestibulo-palatina do molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	Aa	Aa
2 horas	Aa	Aa
12 horas	Aa	Aa

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

Para a distância vestibulo-palatina do molar, não foram observadas alterações estatisticamente significantes com relação ao modelo mestre. A análise de variância fatorial também não revelou diferença significativa entre os dois materiais, e nem entre os diferentes tempos de armazenagem (Tabela 11).

5.6. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância KL (cérvico-oclusal do molar)

Quadro 6. Valores das alterações encontrados para distância KL (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 1,240						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	-0,040	-0,048	0,050	-0,034	-0,038	-0,035
2	0,003	-0,042	-0,027	-0,054	-0,043	-0,003
3	-0,029	-0,027	-0,002	-0,037	-0,020	-0,017
4	-0,023	-0,071	-0,036	-0,031	-0,045	-0,027
5	-0,014	-0,038	-0,023	-0,085	-0,079	-0,012
6	-0,026	-0,026	-0,034	-0,060	-0,051	-0,055
7	-0,026	0,014	0,057	-0,042	-0,018	-0,038
8	-0,027	-0,015	-0,027	0,008	-0,012	-0,002
9	-0,010	-0,035	-0,013	-0,037	-0,076	-0,031
10	-0,042	-0,014	-0,025	-0,058	-0,053	-0,008
MÉDIA	-0,023	-0,030	-0,008	-0,043	-0,044	-0,023
DESV. PAD.	0,014	0,023	0,034	0,024	0,023	0,017

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

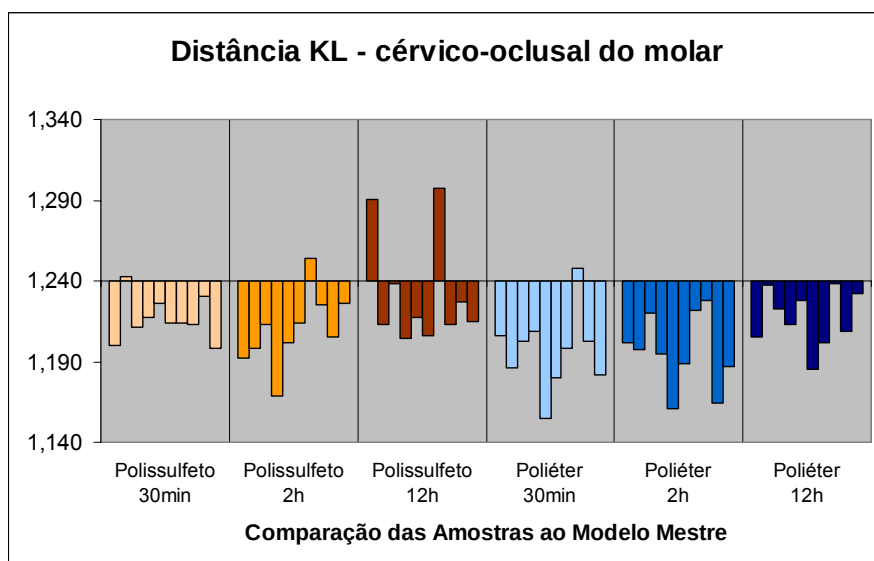


Figura 20. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância KL.

Tabela 12. Análise de variância para a distância cérvico-oclusal do molar

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00379215	0.00379215	6.98	0.0108
Tempo	2	0.00526843	0.00263422	4.85	0.0116
Material*tempo	2	0.00010830	0.00005415	0.10	0.9054
Resíduo	54	0.02935410	0.00054359		
Total	59	0.03852298			

Tabela 13. Resultado estatístico para a distância cervico-oclusal do molar em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	*Ab	*Bb
2 horas	*Ab	*Bb
12 horas	Aa	*Ba

*Difere do modelo mestre pelo teste t para uma média ($P < 0,05$)
Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$).

O teste t-Student mostrou haver diferença significativa para todos os subgrupos com relação ao modelo mestre, com exceção do subgrupo PS-3 (Tabela 13). A análise de variância fatorial mostrou comportamento diferente entre os materiais (Tabela 13), o polissulfeto apresentou alterações menores que o poliéter, em todos os tempos (Quadro 6). Considerando o fator tempo de armazenagem, houve diferença entre o tempo de 12h e os demais tempos, sendo que o primeiro apresentou resultados mais próximos do modelo mestre (Tabela 13).

5.7. Avaliação da alteração dimensional nos modelos de gesso relativa à distância BG (inter-pilares)

Quadro 7. Valores das alterações encontrados para distância BG (em milímetros).

MODELO-MESTRE: 12,118						
AMOSTRAS	POLISSULFETO			POLIÉTER		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,014	0,006	-0,010	0,042	-0,001	-0,047
2	-0,010	0,010	0,014	-0,027	0,013	0,001
3	0,009	-0,001	0,021	-0,048	-0,030	-0,004
4	-0,006	-0,031	-0,036	-0,017	0,010	-0,022
5	0,004	0,010	-0,004	0,002	0,041	0,027
6	0,011	0,003	0,001	0,014	0,063	-0,024
7	0,077	-0,048	0,016	-0,042	0,021	0,009
8	-0,003	-0,004	0,006	0,017	0,047	0,029
9	0,008	0,004	-0,020	-0,015	0,047	0,029
10	0,003	-0,012	-0,002	0,045	0,040	0,021
MÉDIA	0,011	-0,006	-0,001	-0,003	0,025	0,002
DESV. PAD.	0,025	0,019	0,017	0,032	0,028	0,026

Valores positivos: maiores que o do modelo mestre. Valores negativos: menores que o do modelo mestre.

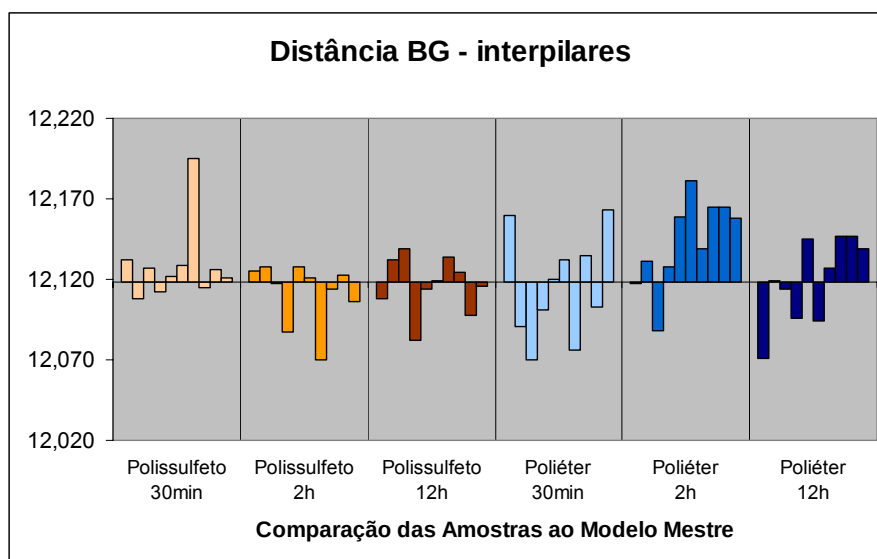


Figura 21. Gráfico da variação das amostras em relação ao modelo mestre, para a distância BG.

Tabela 14. Análise de variância para a distância inter-pilares

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Pr>F
Material	1	0.00066002	0.00066002	1.05	0.3100
Tempo	2	0.00077263	0.00038632	0.61	0.5446
Material*tempo	2	0.00487943	0.00243972	3.88	0.0266
Resíduo	54	0.03393810	0.00062848		
Total	59	0.04025018			

Tabela 15. Resultado estatístico para a distância inter-pilares em função dos materiais e tempo de armazenagem.

Tempo de armazenagem	Material	
	Polissulfeto	Poliéter
30 minutos	Aa	Aa
2 horas	Ba	*Aa
12 horas	Aa	Aa

*Difere do modelo mestre pelo teste t para uma média ($p < 0,05$)

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

De acordo com os resultados estatísticos (Tabela 15), foi observada alteração significativa com relação ao modelo mestre para o subgrupo PE-2, com aumento da distância interpilares. A análise de variância fatorial revelou comportamento diferente entre o polissulfeto e o poliéter para o tempo de 2h, o primeiro apresentou tendência a uma diminuição da distância inter-pilares, o segundo a um aumento desta dimensão (Quadro 7). Não houve influência do fator tempo de armazenagem (Tabela 15).

6. Discussão

6. DISCUSSÃO

Neste experimento, a hipótese de que o aumento no tempo de armazenagem influencia a estabilidade de moldes de polissulfeto e poliéter não foi totalmente confirmada. De acordo com os resultados do teste *t*-Student, todos os grupos apresentaram alteração dimensional significativa, em pelo menos uma das distâncias mensuradas, quando comparados ao modelo mestre. No entanto, como resultado da análise de variância fatorial, não houve diferença estatisticamente significativa entre os três tempos de armazenagem avaliados, para nenhum dos grupos. A única exceção foi a distância cérvico-oclusal do molar, onde houve diferença estatística entre o tempo de 12 horas e os demais tempos.

Com relação à metodologia, sabe-se que as formas mais comuns de avaliar a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem são: a mensuração direta do molde, a comparação dimensional entre modelos de gesso e modelo mestre, e a avaliação da adaptação de restauração mestre aos modelos de gesso. Nos dois últimos casos é necessária a confecção de modelo mestre, que na maioria dos casos é metálico, com superfície polida. Alguns trabalhos utilizaram modelos com dentes de acrílico, porém, o uso de dentes naturais não é comum. Stackhouse Jr. (1975) e Marcinak *et al.* (1980) também utilizaram dentes humanos em seus trabalhos, mas o primeiro avaliou a adaptação de restaurações, e o segundo utilizou forma diferente de marcar os pontos de referência para medição, medindo a partir de um corte na borda incisal de dois incisivos centrais superiores. A escolha de dentes naturais preparados com pontos de referência em orifício se deve à possibilidade de uma retentividade diferente daquela apresentada por modelos metálicos freqüentemente utilizados em outros experimentos e recomendados pela especificação nº19 da ADA.

No processo de mensuração, houve dificuldade em definir os pontos de referência, em virtude da falta de contornos nítidos em preparo cavitário padrão para coroas metalocerâmicas; inviabilizando, inclusive, a medição diretamente dos moldes. Houve a necessidade de realização de trabalho prévio, avaliando diferentes formas para determinar os pontos de referência, e concluiu-se que os orifícios permitiam melhor reprodutibilidade no processo de medição.

Com relação à espessura do material, este estudo usou como referência o trabalho de Bailey (1955), que recomendou espessura de 1,5 a 2,0mm, também concordante com outros autores (Skinner & Cooper, 1955; Schenell & Phillips, 1958; Phillips, 1959; e Basset *et al.*, 1969), que recomendaram camadas mais finas de material; embora muitos outros trabalhos tenham sido realizados com espessuras iguais ou superiores a 2,0mm (Hembree & Nunez, 1974; Eames *et al.*, 1979; Marcinak *et al.*, 1980; Williams *et al.*, 1984; Johnson & Craig, 1985; Tjan *et al.*, 1986; Boulton *et al.*, 1996). Outro fator levado em consideração foi a dificuldade em se obter casquetes com alívios internos maiores, dentro da realidade clínica.

A opção pelos tempos de armazenamento foi com o propósito de simular o tempo operacional dentro do consultório odontológico, nos seguintes casos: 1) vazamento realizado 30min após a moldagem, para permitir certa recuperação elástica dos materiais, e, segundo Anusavice (2003), tempo ainda considerado como imediato; 2) envio para o laboratório com vazamento após 2h; e 3) envio para o laboratório com atraso no vazamento em até 12h (como nos casos em que a moldagem é feita no final do dia e vazada na manhã do dia seguinte).

A alteração de temperatura de 37° C (durante moldagem) para 25° C (durante armazenamento) e a umidade podem influenciar a estabilidade dimensional dos materiais estudados (Phillips, 1959; Hosoda & Fusayama,

1961; Brown, 1973; Hembree Jr & Nunez, 1974; Anusavice, 2003), mas é o que freqüentemente acontece na prática clínica.

Este trabalho procurou aproximar ao máximo os resultados laboratoriais daqueles encontrados na realidade clínica. Desde a superfície moldada, mantendo as características superficiais peculiares dos dentes humanos, até as condições de umidade e temperatura encontradas no ambiente oral. Ainda assim, admite-se que não foi possível alcançar todos os fatores de variação que possam, direta ou indiretamente, interferir na estabilidade dimensional dos materiais de moldagem, o que é perfeitamente normal e compreensível no processo investigativo.

Para que seja possível compreender o comportamento dos materiais estudados, é importante discutir as propriedades de cada material, os fatores que podem interferir em sua estabilidade durante o manuseio e armazenamento, como ocorrem as alterações de forma (em quais direções tendem a deformar), e como podem interferir na adaptação das restaurações protéticas.

Segundo Anusavice (2003), a polimerização do polissulfeto ocorre por aumento de cadeia e por ligações cruzadas entre os grupamentos –SH pendentes em sua molécula básica, sendo o processo desencadeado pela presença de dióxido de chumbo. Essa é uma reação de condensação, e libera água como subproduto. A perda de pequenas quantidades de água afeta a estabilidade dimensional do material polimerizado, tornando-o instável em função do tempo, o que foi confirmado nos trabalhos de Schenell & Phillips (1958), Phillips (1959), Myers & Stockman (1960), Basset *et al.* (1969), Sawyer *et al.* (1974), Eames *et al.* (1979b), Marcinack *et al.* (1980), Lacy *et al.* (1981), Williams *et al.* (1984), Tjan *et al.* (1986).

Neste trabalho, foram observadas alterações nos modelos obtidos a partir de moldes de polissulfeto, em todos os tempos, quando comparados ao

modelo mestre. Este resultado está de acordo com os trabalhos de Myers & Stockman (1960), Basset *et al.* (1969), e Eames *et al.* (1979b), que afirmaram que a armazenagem por 30min poderia ser suficiente para causar alterações dimensionais no polissulfeto. No entanto, discorda dos resultados encontrados por Hosoda & Fusayama (1961), e Ciesco *et al.* (1981), que afirmaram que essas alterações seriam insignificantes até a primeira hora.

Alguns trabalhos sugerem que o polissulfeto poderia ser armazenado ainda por mais tempo. Segundo Skinner & Cooper (1955), os modelos obtidos até oito semanas após o procedimento de moldagem ainda resultariam em próteses razoavelmente bem adaptadas. Segundo Fairhurst *et al.* (1956), os moldes de polissulfeto poderiam ser armazenados por 24h, o que também é afirmado pelo fabricante. Em 1986, Tjan *et al.* não observaram alterações significantes dos moldes de polissulfeto para preparos “inlays” em até 24h, mas com relação aos preparos para coroas totais, recomendaram que fossem vazados imediatamente.

De forma geral, não foram observadas neste estudo diferenças estatisticamente significantes entre os tempos de 30min, 2h e 12h, com exceção da dimensão vertical do molar, onde o melhor resultado foi observado no tempo de 12h. Esses resultados são compatíveis com o trabalho de Gubeissi (1989), que apesar de observar contração do polissulfeto, não observou diferenças entre os tempos zero, 30min, 1h e 2h, realizando as mensurações diretamente nos moldes, com metodologia diferente da utilizada neste trabalho; e com o trabalho de Paccès *et al.* (1980), que observou dimensões praticamente equivalentes entre os modelos vazados imediatamente, 2h, 12h, e 24h após a moldagem.

É importante ressaltar que o meio de armazenagem com 100% de umidade relativa favorece a estabilidade dimensional dos moldes de polissulfeto. Talvez por isso não tenha havido diferenças significantes entre os períodos de tempo analisados. No entanto, devido a sua polimerização

contínua, o aumento no tempo de armazenagem provavelmente resultará em modelos com maiores alterações, como foi observado por Hosoda & Fusayama (1961), Eames *et al.* (1979b), Marcinak *et al.* (1980), Ciesco *et al.* (1981), e Williams *et al.* (1984).

Em relação ao poliéter, Anusavice (2003) relata que os poliéteres polimerizam pela reação entre anéis de aziridina, situados no término dos ramos de suas próprias moléculas. A ligação cruzada é efetuada por iniciador, um éster sulfonado aromático. Nesta reação não ocorre liberação de subprodutos, o que favorece a estabilidade dimensional do molde; segundo o fabricante, o material permanece estável por até 14 dias.

Neste trabalho foram observadas alterações dimensionais nos modelos obtidos a partir dos moldes de poliéter quando comparados ao modelo mestre, em todos os tempos de armazenagem. Este resultado está de acordo com o trabalho de Gubeissi (1989), que observou contração do poliéter, sem diferença entre os tempos. Mas está em discordância com os trabalhos de Sawyer *et al.* (1974), Ciesco *et al.* (1981), Clancy *et al.* (1983), e Tjan *et al.* (1986), que relataram boa estabilidade dimensional deste material, podendo permanecer estável por um período de até sete dias. Essa discordância pode ser justificada pela forma como os moldes foram armazenados neste estudo. A presença de umidade interfere na estabilidade dimensional do poliéter, o que será discutido posteriormente. Apesar das alterações encontradas, não houve diferença estatisticamente significativa entre os tempos de armazenagem, com exceção da dimensão vertical do molar, apresentando melhores resultados para o tempo de 12h.

Foram verificadas alterações em todos os grupos quando comparados ao modelo mestre, mas sem influência do tempo de armazenagem. Analisando os fatores que interferem na estabilidade dos materiais de moldagem durante manuseio e armazenamento, sugere-se que outros fatores, além do tempo, possam ter interferido nos resultados do

experimento. Entre eles a alteração de temperatura, a umidade, e a deformação durante remoção do molde (Hosoda & Fusayama, 1961; Brown, 1973; e Goldberg, 1974).

Neste trabalho, o modelo mestre foi armazenado à temperatura de 37° C antes do procedimento de moldagem. Após remoção dos moldes, eles foram armazenados a temperatura ambiente de 25° ± 1° C, com o objetivo de simular as condições encontradas na prática clínica. Hosoda & Fusayama (1961) observaram que a diferença entre a temperatura bucal e o meio ambiente aumentava significativamente a distorção das polissulfetos. Isso foi confirmado quando Brown (1973), avaliando os fatores que influenciam a estabilidade dimensional dos materiais elásticos, afirmou que todos os materiais estudados sofrem contração ao passar da temperatura bucal para a temperatura ambiente.

Vários autores simularam em seus trabalhos as condições de temperatura e umidade encontradas na prática clínica. Alguns autores consideraram 37° C (Myers & Stockman, 1960; Hosoda & Fusayama, 1961; Podschadley *et al.*, 1971; Goldberg, 1974; Stackhouse Jr, 1975; Harcourt, 1978; Eames *et al.*, 1979; Paccès *et al.*, 1980; Marcinak *et al.*, 1980; Williams *et al.*, 1984), outros 35° C (Stauffer *et al.*, 1976, Thongtammachat *et al.*, 2002), e outros seguiram a especificação nº 19 da ADA, considerando 32° C. (Ciesco *et al.*, 1981; Clancy *et al.*, 1983; Federick & Caputo, 1997).

Antes do procedimento de moldagem, o modelo-mestre esteve submerso em água destilada, mantendo hidratação dos elementos dentários. Foi realizada, previamente a moldagem, rápida secagem com jato de ar. No entanto, como a superfície moldada foi dentina, provavelmente certo grau de umidade ainda estava presente neste substrato durante a polimerização dos materiais. A presença de umidade acelera a reação de polimerização do polissulfeto (Phillips, 1959; Nayyar *et al.*, 1979; Anusavice, 2003), mas não foram encontrados estudos afirmando que afeta sua capacidade de reproduzir

detalhes. Já o poliéter, segundo Johnson *et al.* (2003), mantém boa reprodução de detalhes quando utilizado para moldar uma superfície úmida.

Após remoção, os moldes foram armazenados em ambiente com 100% de umidade relativa. Essa condição de armazenamento parece ser favorável para o polissulfeto, mas não para o poliéter, pois o poliéter tem a propriedade de absorver líquidos, tornando necessária a armazenagem em ambiente seco.

Houve alteração dos moldes de poliéter para todos os tempos de armazenagem avaliados. Este resultado está de acordo com o trabalho de Hembree Jr. & Nunez (1974), no qual observaram que o poliéter sofre alteração dimensional quando a moldagem é feita sobre substrato úmido, ou quando armazenado em ambiente com umidade. Essas duas condições podem ocorrer na situação clínica e estiveram presentes neste trabalho. A absorção de água pelo poliéter durante armazenagem também foi observada por Harcourt (1978), e Williams *et al.* (1984). Segundo Kanehira *et al.* (2006), o Impregum só garante precisão dimensional quando estocado em ambiente com umidade relativa inferior a 50%. Segundo Brown (1973), os materiais também podem absorver água do gesso, ocasionando expansão do molde e conseqüentemente modelos menores. Dessa forma, as alterações nas amostras causadas por sorpção de água, deveriam ser no sentido de diminuição das distâncias examinadas em relação as do modelo mestre (Brown, 1973; Hembree Jr. & Nunez, 1974; Johnson & Craig, 1985), e deveriam também ser progressivas em função do tempo. No entanto, isso não foi observado.

Neste trabalho, foi permitida certa recuperação elástica dos materiais após a remoção do molde, aguardando-se um mínimo de 30min para o vazamento do gesso. Segundo Wilson (1966), esse tempo para recuperação elástica deveria ser no mínimo 10min para o polissulfeto. No entanto, segundo Brown (1973), a recuperação elástica do material pode provocar alteração

dimensional, o que foi confirmado por Goldberg (1974). Apesar de apresentar baixo módulo de elasticidade, o polissulfeto pode apresentar certa deformação permanente após sofrer forças de tração e compressão durante remoção da boca (Salem *et al.*, 1988; Chai *et al.*, 1998; Anusavice, 2003). Por suas características viscoelásticas, se sua cadeia polimérica for estirada além de seu limite elástico, ainda que haja relaxamento das cadeias, dificilmente o molde recuperará a forma original (Anusavice, 2003).

O poliéter apresenta maior módulo de elasticidade e maior resistência à compressão, o que indicaria menor risco de deformação permanente (Chai *et al.*, 1998). No entanto, essas características podem gerar dificuldades de remoção em áreas retentivas (Salem *et al.*, 1988; Chai *et al.*, 1998; Anusavice, 2003), resultando em deformação do molde.

Essa suscetibilidade à deformação permanente pode justificar a não uniformidade no padrão de alteração dos moldes realizados neste experimento. A superfície de dentes naturais é mais aderente ao material de moldagem, e os pontos de referência em orifício apresentam certa retentividade, que podem dificultar a remoção do molde ou causar certa deformação no mesmo.

O tempo de presa também influencia na recuperação elástica. Segundo Nayyar *et al.* (1979), quanto mais tempo o material for deixado polimerizando, menor será a alteração na recuperação após compressão, reduzindo a distorção do molde durante a remoção; além disso, o aumento de temperatura acelera o processo de polimerização dos dois materiais, sendo o polissulfeto mais sensível a essas alterações. Neste trabalho, o tempo de presa aguardado para os materiais foi de 10min, com mais 5min durante moldagem para remoção dos casquetes, totalizando 15 minutos entre o início da espatulação e a remoção do molde. Segundo Skinner & Cooper (1955), Phillips (1959), e Anusavice (2003), a umidade e a temperatura aceleram a reação de polimerização do polissulfeto. Estes fatores podem ter acelerado o processo de

polimerização, com conseqüente aumento no tempo de reação antes da remoção, o que seria favorável.

Foi observada dificuldade de remoção dos moldes de poliéter, sendo necessária grande carga para remover os moldes do modelo mestre e dos modelos de gesso. O mesmo fato foi relatado por Federick & Caputo (1997), quando moldaram um modelo mestre feito em resina acrílica ativada quimicamente. Assim como no trabalho de Henry & Harnist (1974), foi observada no poliéter uma baixa resistência ao rasgamento no momento da remoção do molde.

As moldagens foram realizadas com o uso de casquetes individuais de resina acrílica ativada quimicamente, com alívio interno que permitia uma espessura de 1,5mm para os materiais de moldagem. Em 1955, Bailey recomendou a confecção de moldeiras individuais com um alívio interno de 1,5 a 2mm. Nos trabalhos de Skinner & Cooper (1955), Schenell & Phillips (1958), Phillips (1959), Basset *et al.* (1969), Eames *et al.* (1979a), também foram recomendadas camadas mais finas de material para obter moldes mais precisos. Estes trabalhos discordam dos trabalhos de Fairhurst *et al.* (1956), e Myers & Stockman (1960), que recomendaram alívio interno de 2 a 3mm nas moldeiras. Segundo Wilson (1966), a força de compressão induzida no material depende da espessura de material, enquanto a força de tração é independente, relatando melhores resultados com o uso de uma camada mais espessa.

Quando utilizados em moldeiras individuais e com adesivo, os materiais de moldagem sofrem contração no sentido da moldeira, produzindo modelos maiores que o original (Schenell & Phillips, 1958; Brown, 1973; Johnson & Craig, 1985; Gordon, 1990).

Analisando as dimensões horizontais do pré-molar, observa-se que as alterações mais importantes ocorreram no sentido vestibulo-lingual, com aumento das amostras em relação ao mestre. No sentido mésio-distal houve

diferença estatisticamente significativa para o grupo polissulfeto - 2h em relação ao modelo mestre, mas sem relevância clínica, já que as alterações foram pequenas, com valores médios inferiores a 5µm. Ainda com relação ao pré-molar, não foram observadas alterações estatisticamente significantes em suas dimensões verticais, para nenhum dos materiais.

Quanto às dimensões horizontais do molar, houve diferença estatisticamente significativa apenas para o grupo polissulfeto – 2h, onde foi observado aumento da distância méso-distal em relação ao modelo-mestre. Porém, os baixos valores de alteração sugerem pouco significado clínico. Com relação à dimensão vertical, a comparação ao modelo-mestre revelou diferença estatisticamente significativa em relação ao modelo mestre, com tendência ao encurtamento do molar nas amostras dos dois grupos.

Como pode ser observado, houve comportamento diferente entre as alterações ocorridas no pré-molar e no molar, para ambos os materiais. No pré-molar, houve aumento da dimensão horizontal, especificamente no sentido vestíbulo-palatino, e no molar houve diminuição no sentido vertical, em concordância ao observado por Boulton *et al.* (1996), para o polissulfeto com o uso de moldeiras individuais. Esse resultado também é compatível com o trabalho de Johnson & Craig (1985), onde esse comportamento foi justificado pela contração dos materiais em direção à moldeira. Segundo estes autores, os casquetes utilizados para molares apresentam superfície oclusal maior, o que poderia ter provocado maior alteração no sentido vertical e os casquetes dos pré-molares apresentam paredes circundantes proporcionalmente maiores que a oclusal, o que induziria maior contração do molde no sentido horizontal. No entanto, houve discordância como o trabalho de Gubeissi (1989), no qual não foram observadas diferença estatisticamente significativa no comportamento dos materiais de moldagem, quanto ao tipo de dente preparado, que seja pré-molar ou molar.

Com relação à distância interpilares, os modelos obtidos a partir de moldes de polissulfeto não apresentaram alteração estatisticamente significativa. O poliéter foi mais sensível a alterações, com diferença estatisticamente significativa para o tempo de 2h de armazenagem quando comparada ao modelo mestre e quando comparado ao polissulfeto; no entanto, não foi influenciada pelo fator tempo. Esse resultado está em discordância com os trabalhos de Johnson & Craig, (1985) e de Boulton *et al.* (1996), já que estes autores não encontraram diferenças significantes entre os materiais, com o uso de moldeiras individuais, em nenhum dos tempos.

Analisando os resultados estatísticos de forma geral, as dimensões horizontais para ambos os materiais foram iguais ou maiores que o modelo mestre, situação esta que está de acordo com os trabalhos de Henry & Harnist (1974), e de Gordon *et al.* (1990). Também está em concordância com o trabalho de Johnson & Craig (1985) para o polissulfeto, mas não para o poliéter, que resultou em diminuição dos modelos no sentido horizontal. As dimensões verticais se apresentaram iguais ou menores que o modelo mestre. Esse resultado está de acordo com o trabalho de Johnson & Craig (1985). É importante lembrar que a contração tem como efeito uma alteração volumétrica, e neste trabalho, assim como em outros (Marcinak *et al.*, 1980; Johnson & Craig, 1985; Boulton *et al.*, 1996), a avaliação das alterações foi feita por medições lineares, o que constitui forma limitada para analisar o comportamento de materiais viscoelásticos.

Os resultados estatísticos mostraram diferença significativa entre os resultados obtidos com o polissulfeto e com o poliéter, nas dimensões verticais e na distância méso-distal do molar para o tempo de 2h, onde foi observada uma tendência a aumento nos modelos obtidos com polissulfeto, e uma tendência à diminuição nos modelos obtidos com poliéter. Na distância interpilares, observou-se uma tendência a aumento nos modelos obtidos com poliéter, e a diminuição nos modelos obtidos com polissulfeto. Este resultado está de acordo com os trabalhos de Podshadley *et al.* (1971), Marcinak *et al.*

(1980), e Lacy *et al.* (1981), nos quais foi relatado que o polissulfeto, quando usado em moldeiras individuais com adesivo, tende a produzir modelos maiores que o modelo mestre. E também com os trabalhos de Brown (1973), Hembree Jr. & Nunez (1974), e Johnson & Craig (1985), nos quais o poliéter resultou em modelos menores.

Nos trabalhos de Hembree Jr (1974), Sawyer *et al.* (1974), Lin *et al.* (1988), os poliéteres foram mais precisos que os polissulfetos. Este resultado difere dos trabalhos de Stauffer *et al.* (1976), no qual o polissulfeto produziu modelos com menores deformações e melhor reprodutibilidade em comparação ao poliéter, e de Laufer *et al.* (1996), no qual o polissulfeto se mostrou mais preciso quando vazado imediatamente, principalmente em áreas delgadas como sulcos gengivais.

Nenhum dos materiais apresentou diferença significativa em função do tempo, com exceção da dimensão vertical do molar, onde os resultados obtidos no tempo de 12h foram mais próximos do modelo mestre para ambos os materiais. Este resultado não está de acordo com os trabalhos de Hembree Jr (1974), Sawyer *et al.* (1974), Stackhouse Jr. (1975), Harcourt (1978), Ciesco *et al.* (1981), Lin *et al.* (1988), Gubeissi (1989), Lacy *et al.* (1981), e Valle *et al.* (2001), segundo os quais o poliéter sofre menos alterações que o polissulfeto quando analisados em função do tempo.

Extrapolando os achados deste estudo para as implicações clínicas, após análise geral do experimento, e das direções em que ocorreram as alterações, é importante discutir as possíveis conseqüências sobre a adaptação das restaurações produzidas a partir destes modelos. Os modelos expandidos no sentido horizontal resultarão em restaurações maiores neste sentido, enquanto os modelos com diminuição no sentido vertical resultarão em restaurações menores, com deficiência cervical. De acordo com um dos critérios utilizados por Pamenius & Ohlson (1995), estas situações são aceitáveis clinicamente, desde que não ocorram fendas ou excessos cervicais

nas restaurações. Observou-se que em 95% das medições realizadas, a alteração encontrada foi inferior a 50µm. Uma desadaptação na restauração, a essa magnitude (50µm) seria indetectável clinicamente, segundo Christensen (1966). Pamenius & Ohlson (1995) consideraram esse valor razoavelmente pequeno para ser utilizado como critério de aceitação. Ainda são discutíveis os critérios para determinar se uma restauração protética pode ser considerada bem adaptada ou não, e a influência exata de cada etapa do processo de confecção da mesma sobre sua adaptação.

A contração dos materiais viscoelásticos tem como efeito uma alteração volumétrica e, portanto, sugere-se a realização de trabalhos com metodologia que permita avaliação tridimensional ou volumétrica, para determinar com mais exatidão o padrão de deformação e recuperação elástica dos elastômeros. A relação entre contração do material de moldagem e expansão do gesso também deve ser investigada.

De acordo com os resultados deste estudo, sugere-se que as alterações dimensionais ocorridas entre 30min e 12h de armazenagem são insignificantes, desde que os moldes sejam bem acondicionados. No entanto, ainda que este experimento não tenha evidenciado a influência do tempo sobre o comportamento dimensional dos materiais estudados, recomenda-se que a confecção dos modelos de gesso seja realizada o mais rápido possível, assim como recomendam outros autores (Bailey, 1955; Schenell & Phillips, 1958; Phillips, 1959; Myers & Stockman, 1960; Basset *et al.*, 1969; Henry & Harnist, 1974; Hembree Jr, 1974; Stackhouse, 1975, Harcourt, 1978; Eames *et al.*, 1979b; Williams *et al.*, 1984; Laufer *et al.*, 1996). Isso porque, quando submetidos a armazenamento ou até mesmo a manuseio e transporte, os moldes estão sujeitos a variações de temperatura e umidade, o que pode prejudicar a estabilidade dimensional destes materiais. Sugere-se a realização de outros estudos para avaliar a influência destes fatores sobre as alterações dos modelos de gesso.

7. Conclusões

7. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos e com as limitações da metodologia empregada, foi possível concluir que:

1. Os dois materiais deformaram em pelo menos uma das dimensões examinadas, quando comparados ao modelo mestre.
2. O aumento no tempo de armazenagem, de 30min a 12h, não influenciou a estabilidade dos moldes, com exceção apenas de uma das distâncias mensuradas.
3. Baseado na análise estatística, os modelos obtidos por ambos os materiais apresentaram-se maiores ou iguais ao modelo mestre no sentido horizontal, e menores ou iguais no sentido vertical.
4. Os moldes contraíram mais no sentido horizontal na região do pré-molar, e mais no sentido vertical na região do molar.
5. As alterações encontradas foram consideradas clinicamente aceitáveis, pois se concentraram no intervalo abaixo de 50 μm .

8. Referências

8. REFERÊNCIAS¹

1. American Dental Association. Specification no 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1977;94(4):733-41.
2. Anusavice KJ. **Phillips' science of dental materials.** 11^a ed. St. Louis: Elsevier; 2003. p. 212-31.
3. Bailey LR. Acrylic resin tray for rubber-base impression materials. **J Prosthet Dent.** 1955;5(5):658-62.
4. Basset RW, Heide JDV, Smith DD. Clinically oriented tests comparing accuracy of elastic impression materials. **J South Calif Dent Assoc.** 1969;37(2):47-57.
5. Boulton JL, Gage JP, Vincent PF, Basford KE. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. **Aust Dent J.** 1996;41(6):398-404.
6. Brown D. Factors affecting the dimensional stability of elastic impression materials. **J Dent.** 1973;1(6):265-74.
7. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. **Int J Prosthodont.** 1998;11(3):219-23.
8. Christensen CJ. Marginal fit of gold inlays casting. **J Prosthet Dent.** 1966;16:297-305.
9. Ciesco JN, Malone WFP, Sandrik JL, Mazur B. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent.** 1981;45(1):89-94.
10. Clancy JMS, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. **J Oral Rehabil.** 1983;10:325-33.

¹ De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

11. Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, Rogers LB. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. **J Prosthet Dent.** 1979;41(3):304-7.
12. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1979;42(2):159-62.
13. Fairhurst CW, Furman TC, Schallhorn RV, Kirkpatrick EL, Ryge G. Elastic properties of rubber base impression materials. **J Prosthet Dent.** 1956;6(4):534-42.
14. Federick DR, Caputo A. Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1997;128(2):183-8.
15. Fernandes Neto AJ, Neves FD, Mota AS. Preparos para elementos unitários. In: Cardoso RJA & Gonçalves EAN. **Oclusão/ATM, prótese, prótese sobre implantes e prótese bucomaxilofacial.** São Paulo: Artes Médicas; 2002. p.245-70.
16. Goldberg AJ. Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials. **J Dent Res.** 1974;53(5):1033-9.
17. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1990;63(1):12-5.
18. Gubeissi E. Contribuição para o estudo da estabilidade dimensional de dois tipos de elastômeros: mercaptanas e poliéteres. Influência do tipo de armazenagem do molde e do tipo de dente preparado. (dissertação) São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 1989.
19. Harcourt JK. A review of modern impression materials. **Aust Dent J.** 1978;23(2):178-86.
20. Henry PJ, Harnist DJR. Dimensional stability and accuracy of rubber impression materials. **Aust Dent J.** 1974;19(3):162-6.
21. Hembree Jr JH, Comparative accuracy of elastomer impression materials. **J Tenn Dent Assoc.** 1974;54(4):164-7.
22. Hembree Jr JH, Nunez LJ. Effect of moisture on polyether impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1974;89(5):1134-6.

23. Hosoda H, Fusayama T. Distortion of irreversible hydrocolloid and mercaptan rubber-base impressions. **J Prosthet Dent.** 1961;11(2):318-33.
24. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. **J Prosthet Dent.** 1985;53(4):484-90.
25. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. **J Prosthet Dent.** 2003;90(4):354-64.
26. Jorgensen KD. Inlays and crowns. Copenhagen: Odontologisk boghandels forlag, 1978:42. *Apud* Panemius M, Ohlson NG. Influence of dimensional stability of impression materials on the probability of acceptance of a prosthetic restoration. **Biomaterials** 1995;16(15):1193-7.
27. Kanehira M, Finger WJ, Endo T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. **J Dent.** 2006;34(2):134-8.
28. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. **J Prosthet Dent.** 1981;45(3):329-33.
29. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. **J Prosthet Dent** 1996;76(5):466-71.
30. Lin C, Ziebert GJ, Donegan SJ, Dhuru VB. Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1988;59(3):288-91.
31. Marcinak CF, Young FA, Draughn RA, Flemming WR. Linear dimensional changes in elastic impression materials. **J Dent Res.** 1980;59(7):1152-5.
32. Myers GE, Stockman AB. Factors that affect the accuracy and dimensional stability of the mercaptan rubber-base impression materials. **J Prosthet Dent.** 1960;10(3):525-35.
33. Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. **J Prosthet Dent.** 1979;42(2):163-7.

34. Paccos JG, Miura M, Simonetti EL. Contribuição para o estudo da estabilidade dimensional de elastômeros, em função da temperatura e do tempo de armazenagem do molde. **Rev Paul Odontol.** 1980;2(4):13-28.
35. Pamenius M, Ohlson NG. Influence of dimensional stability of impression materials on the probability of acceptance of a prosthetic restoration. **Biomaterials** 1995;16(15):1193-7.
36. Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. **Prótese fixa.** São Paulo: Artes Médicas: EAP-APCD; 2004. 313p.
37. Phillips RW. Physical properties and manipulation of rubber impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1959;59:454-58.
38. Podshadley AG, Dilts WE, Neiman R, Sawyer HF. Accuracy of a mercaptan rubber impression technique using a stock tray. **J Am Dent Assoc.** 1971;83(6):1303-8.
39. Sawyer HF, Dilts WE, Aubrey ME, Neiman R. Accuracy of casts produced from the three classes of elastomer impression materials. **J Am Dent Assoc** 1974;89(3):644-8
40. Salem NS, Combe EC, Watts DC. Mechanical properties of elastomeric impression materials. **J Oral Rehabil.** 1988;15(2):125-32.
41. Schenell RJ, Phillips RW. Dimensional stability of rubber base impressions and certain other factors affecting accuracy. **J Am Dent Assoc.** 1958;57:39-48.
42. Skinner EW, Cooper EN. Desirable properties and use of rubber impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1955;51(5):523-36.
43. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Gianinni M. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite and ceramic MOD systems. **Quintessence Int.** 2004;35:281-6.
44. Stackhouse Jr JA. A comparison of elastic impression materials. **J Prosthet Dent.** 1975;34(3):305-13.
45. Stauffer JP, Meyer JM, Nally JN. Accuracy of six elastic impression materials used for complete-arch fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1976;35(4):407-15.

46. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. **J Prosthodont.** 2002; 11(2):98-108.
47. Tjan AHL, Whang SB, Tjan AH, Sarkissian R. Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. **J Prosthet Dent.** 1986;56(1):4-8.
48. Valle AL, Coelho AB, Scolaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. **Rev Fac Odontol Bauru. (Journal of Applied Oral Science).** 2001;9(1/2):41-48.
49. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1984;52(1):120-5.
50. Wilson HJ. Elastomeric impression materials. **Br Dent J.** 1966;4:322-8.

Anexos



ANEXO 1

Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (034) 3239-4131

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 038/05

Registro CEP: 002/05

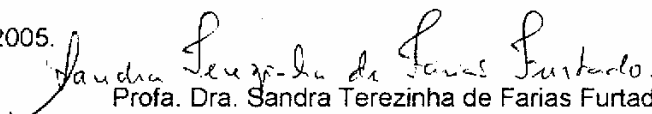
Projeto Pesquisa: *"Avaliação do comportamento dimensional de diferentes materiais de moldagem sob influência do tempo de confecção do modelo"*.

Pesquisador Responsável: Adérito Soares da Mota

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação, do projeto de pesquisa proposto.

Situação: Projeto aprovado.

Uberlândia, 28 de março de 2005.


Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS

ANEXO 2



FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ÁREA DE OCLUSÃO PRÓTESE DENTÁRIA E MATERIAIS ODONTOLÓGICOS
PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO
ÀREA DE CONCENTRAÇÃO REABILITAÇÃO ORAL



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, ..., PRT,
RG nº....., CPF nº....., residente na
....., no bairro....., na cidade, no
Estado, concordo em participar com pleno conhecimento dos procedimentos e com total
liberdade sem qualquer coação, na condição de doador dos elementos dentários, que
apresentaram diagnóstico de, e estão, portanto,
“condenados”, e cujo único tratamento possível é a remoção cirúrgica (extração) dos mesmos. Estes
dentes serão utilizados na pesquisa **“Avaliação do comportamento dimensional de diferentes
materiais de moldagem sob influência do tempo de confecção do modelo”**, sob coordenação do prof.
Dr. Adérito Soares da Mota e execução pelo mestrando Danilo Rocha Dias, sendo meu nome mantido em
sigilo. Estou ciente de que a doação dos dentes não implica em benefício direto através de meu tratamento
reabilitador, mas em um benefício indireto por meio da melhoria dos materiais de moldagem atualmente
utilizados na Odontologia

_____, ____ de _____ de 200____.

Assinatura do paciente ou responsável

Qualquer esclarecimento deverá ser feito com o coordenador do projeto pelo telefone 3218-2222 (FOUFU), ou com o executor do projeto pelo telefone 9107-0931, ou e-mail danilordias@yahoo.com.br

Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia: 3239-4131