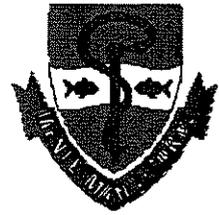




*Universidade Estadual de Campinas*  
*Faculdade de Odontologia de Piracicaba*

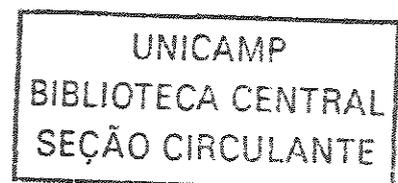


**Laís Regiane da Silva**  
Cirurgiã Dentista

**INFLUÊNCIA DA REUTILIZAÇÃO DE HIDROCOLÓIDES REVERSÍVEIS NA  
ALTERAÇÃO LINEAR DE MODELOS DE REVESTIMENTOS UTILIZADOS NO  
PROCESSO DE FUNDIÇÃO DE PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental.

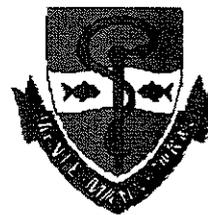
Piracicaba – SP  
2002



200306015



*Universidade Estadual de Campinas*  
*Faculdade de Odontologia de Piracicaba*



**Laís Regiane da Silva**  
Cirurgiã Dentista

**INFLUÊNCIA DA REUTILIZAÇÃO DE DUAS MARCAS COMERCIAIS DE  
HIDROCOLÓIDES REVERSÍVEIS NA ALTERAÇÃO LINEAR DE MODELOS DE  
REVESTIMENTOS UTILIZADOS NO PROCESSO DE FUNDIÇÃO DE  
PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS**

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPC-036/83  
CPG. 12/02/03

Assinatura de Orientadora

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental.

**Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**

**Piracicaba – SP  
2002**

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP Si38i
V	EX
TOMBO BC/	52500
PROC.	16-129703
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/03/02
Nº CPD	

CM00180286-9

BIB ID 283897

### Ficha Catalográfica

Si38i Silva, Laís Regiane da.  
 Influência da reutilização de hidrocolóides reversíveis na alteração linear de modelos de revestimentos utilizados no processo de fundição de próteses parciais removíveis. / Laís Regiane da Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.  
 x, 92f. : il.

Orientadora: Profª Drª Célia Marisa Rizzatti Barbosa.  
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária parcial removível. I. Barbosa, Célia Marisa Rizzatti. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 11 de Dezembro de 2002, considerou a candidata LAÍS REGIANE DA SILVA aprovada.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

Handwritten signature of Celia Marisa Rizzatti Barbosa.

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

Handwritten signature of Maximiliano Piero Neisser.

3. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Handwritten signature of Guilherme Elias Pessanha Henriques.

## DEDICATÓRIA

*Primeiramente a Deus, que me acolheu em Seus braços durante toda a caminhada me dando força e determinação para mais esta vitória.*

*Aos meus pais pelo incentivo, apoio e amor incondicional, exemplos de vida e de humildade.*

*Ao Sérgio, pelo amor e companheirismo sempre presentes, e no incentivo por mais esta conquista.*

## AGRADECIMENTO

À minha orientadora Prof<sup>a</sup> Célia Marisa Rizzatti Barbosa, pelo excelente convívio e ensinamentos durante esses anos, os quais ultrapassaram a ciência, mostrando o carinho e calor humano presente na edificação do aprendizado.

*“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina.”*

*Cora Corafina*

## *AGRADECIMENTOS*

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na figura de seu Diretor, Professor Doutor Thales Rocha de Mattos Filho.

Ao curso de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP nas pessoas de seu coordenador Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e sub coordenadora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gláucia Maria Bovi Ambrosano.

Aos professores do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo respeito, cordialidade e generosidade demonstrados na convivência diária.

Aos amigos e colegas do curso de Mestrado: Alessandra, Daniela, Margarete, Juliana, Emilena, Luiz Augusto, Ricardo, Noéli, Rodrigo, Cláudio, Sílvia, Guilherme, Giuliana e Alexandre pelo convívio, amizade, aprendizado e cooperação nos momentos que se fizeram necessários.

Aos amigos do curso de Doutorado: Rosena, Edwin, Samira, Andréia, Joane, Manuel, Viviane e Liliane e a todas as pessoas que freqüentam o laboratório de Prótese Removível, pelas horas de amizade e aprendizado durante o transcorrer deste curso.

À Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gláucia Maria Bovi Ambrosano da Área de Bioestatística pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Aos Professores Doutores José Ricardo de Albergaria Barbosa (coordenador da Clínica de Graduação) e Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

(coordenador do Laboratório de Produção) pela cessão das dependências do laboratório de produção de prótese dentária.

Aos técnicos de laboratório Emília, Paulo, Neide, Vera e Eduardo, pela amizade, cooperação e companheirismo, durante o decorrer de meu trabalho.

Aos professores da área de Materiais Dentários por permitirem gentilmente que parte deste trabalho fosse realizado em seu laboratório.

À Sra. Joselena, técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível (FOP-UNICAMP), por sua presença sempre amiga e companheira, nos dando apoio e palavras de carinho e motivação nos momentos mais precisos e oportunos.

À aluna de graduação Morgana Nicoletti Gabriotti por sua colaboração, esforço e dedicação na realização deste trabalho.

As empresas VIPI Ltda. e KNEBEL Ltda. que gentilmente cederam os materiais necessários para esta pesquisa, contribuindo e acreditando na ciência.

Aos amigos Miriam e Paulo pelo carinho, amizade e ajuda em diversos momentos importantes de minha vida acadêmica.

A todas as pessoas que participaram e torceram direta ou indiretamente pela conclusão deste trabalho, meu profundo agradecimento.

*“Não existe um caminho para a felicidade. A felicidade é o caminho.”*

*Mahatma Gandhi*

*“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende.”*

*Leonardo da Vinci*

## **SUMÁRIO**

LISTA DE ABREVIATURAS _____	01
RESUMO _____	02
ABSTRACT _____	03
1. INTRODUÇÃO _____	04
2. REVISÃO DA LITERATURA _____	09
3. PROPOSIÇÃO _____	37
4. METODOLOGIA _____	38
5. RESULTADOS _____	53
6. DISCUSSÃO _____	60
7. CONCLUSÃO _____	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS _____	68
ANEXOS _____	73

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

°C.....	.....	graus celsius
HR.....	.....	hidrocolóide reversível
HI.....	.....	hidrocolóide irreversível
PPR.....	.....	prótese parcial removível
MO.....	.....	microondas
BM.....	.....	banho maria
W.....	.....	watts
cm.....	.....	centímetro
mm.....	.....	milímetro
mL.....	.....	mililitro
min.....	.....	minutos
ADA.....	.....	Associação Dentária Americana
K <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> .....	.....	sulfato de potássio
%.....	.....	por cento
h.....	.....	hora
g.....	.....	grama (peso)
kg.....	.....	quilograma
AD.....	.....	autoduplicador
cc.....	.....	centímetro cúbico
>.....	.....	maior que

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a alteração linear de modelos refratários obtidos a partir de moldes de hidrocolóide reversível (HR) de duas marcas comerciais (DUPLICADOR VIPI® – Dental VIPI Ltda. e DUPLICADOR K27® – Knebel Produtos Dentários Ltda.), submetidos a 15 ciclos de reutilização. Para isto, foi utilizado um modelo metálico com 4 marcações (A, B, C e D) que quando unidas, admitiam a mensuração linear das distâncias AB, BC, CD, DA, BD e AC. A partir deste modelo, foram confeccionados 10 modelos em gesso tipo IV, divididos aleatoriamente, para cada marca comercial de HR, em dois grupos com 5 modelos cada um (Grupo Controle). O HR foi fluidificado em forno de microondas de acordo com as instruções dos fabricantes e vertido no interior da mufla que continha o modelo de gesso. O molde era preenchido com revestimento de silicato de etila (REFRADENT® - Knebel Produtos Dentários Ltda.), e deste eram obtido os seus modelos refratários, respectivos a cada marca comercial. Esta metodologia foi repetida nos 15 ciclos de reutilização de cada HR. Os modelos refratários gerados pela 1ª fluidificação, 5ª, 10ª e 15ª reutilizações dos HRs, totalizando 40 modelos, foram mensurados em um microscópio mensurador (Measuring Microscope STM – Olympus®). As médias foram submetidas à análise estatística pelos testes de Análise de Variância, Tukey e Dunnett, ao nível de 5% de significância. Os resultados evidenciaram que os modelos refratários obtidos pelo HR da marca VIPI® apresentaram alterações lineares em relação ao Grupo Controle, nas distâncias AB (1ª fluidificação=-1,25% e 5ª reutilização=-1,20%); AD (1ª fluidificação=0,76%, 10ª=0,65% e 15ª=0,52% reutilizações); BD (1ª fluidificação=0,58%). De acordo com os resultados obtidos, foi possível concluir que, mesmo havendo diferença significativa até 15 ciclos de reutilizações do HR, este fator não comprometeu à finalidade protética que se propõe o HR, gerando modelos de revestimento aceitáveis para ambas marcas comerciais investigadas.

*Palavras – Chaves: Hidrocolóide Reversível – Revestimentos – Prótese Parcial Removível*

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate linear alterations of refractories models obtained by 15 several cycles of heating using two reversible hydrocolloides (HR) (DUPLICADOR VIPI® and DUPLICADOR K27®). It was used a metallic master model with four defined points (A, B, C and D) which were linked to permit the measurement of the distances AB, BC, CD, DA, DB and AC. From this model, 10 stone models were obtained and separated in two groups randomized, according to the HR. After this, each model was duplicated with the same HR, according to the manufacturer. The mold was poured with ethyla silicate investment (REFRADENT®) and so, the refractories models were obtained. By this methodology, each HR was used for 15 cycles. The respective refractories models obtained at the 1<sup>st</sup>, 5<sup>th</sup>, 10<sup>th</sup> and 15<sup>th</sup> fluidification-geleification cycles were measured 3 times at a linear microscope (Mesuring Microscope STM - Olympus®). The averages of the distances were analyzed by ANOVA, Tukey and Dunnett testes ( $p < 0.05$ ). The results showed that the refractories models obtained by VIPI® HR had linear alterations when compared to stone models (control group) in distances AB (1<sup>st</sup> cycle=-1.25% and 5<sup>th</sup> cycle=-1.20%); AD (1<sup>st</sup> cycle=0.76%, 10<sup>th</sup>=0.65% and 15<sup>th</sup>=0.52% cycles); BD (1<sup>st</sup> cycle=0.58%). According to the results, it can be concluded that although there is a significative difference after using HR for 15 cycles, it is irrelevant due to prosthetic use of HR when making investment model with both commercial types studied.

**Keywords:** *Reversible Hydrocolloid – Investments – Removable Partial Denture*

## 1. INTRODUÇÃO

O quadro epidemiológico de saúde bucal e porcentagem de dentes extraídos no Brasil, indica cerca de 50% de edentulismo em indivíduos na faixa etária de 50 anos, e de 80% aos 74 anos. Neste sentido, a prótese dental possui um papel de destaque dentro das especialidades odontológicas, tendo como principal objetivo, devolver a funcionalidade do aparelho estomatognático, estética e a reintegração social do indivíduo.

Vários aspectos são envolvidos nas etapas de diagnóstico e planejamento, tendo o profissional diversas possibilidades na indicação protética, como próteses unitárias, parciais fixas ou removíveis, próteses implanto-suportadas ou mesmo próteses totais, sempre respeitando a limitação inerente a cada caso.

Dentre as possibilidades protéticas, a prótese parcial removível (PPR), quando bem diagnosticada, indicada e executada, se apresenta como boa opção de tratamento protético, pois cumpre fielmente seu papel reabilitador, devolvendo ao paciente sua função e saúde mastigatória (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994; TODESCAN, 1996b).

Entretanto, vários cuidados devem ser dispensados nas etapas de confecção de uma PPR, desde o diagnóstico até a conclusão do trabalho para que

a mesma desempenhe eficazmente seu papel reabilitador. Várias etapas clínicas e laboratoriais são executadas sendo que, diante da inobservância e negligência dos profissionais e técnicos, estas podem se constituir em fatores predisponentes que conduzem ao fracasso de todo o trabalho (GIANPAOLO, 1983; TODESCAN, 1996c). As falhas devem ser minimizadas durante as etapas de trabalho, sejam estas inerentes às atividades do cirurgião-dentista, do técnico de laboratório, ou ainda ligadas aos cuidados posteriores proporcionados pelos pacientes (TODESCAN, 1996c; EERIKÄINEN & RANTANEM, 1986).

Normalmente, os fatores laboratoriais mais propensos a erros são: desenho da estrutura (DOOTZ *et al.* 1967; SHANLEY *et al.*, 1981), duplicação do modelo de trabalho com hidrocolóide reversível (WILHEM *et al.*, 1995), obtenção do modelo refratário em revestimento (ANUSAVICE, 1998a) e processo de fundição, (EERIKÄINEN & RANTANEM, 1986).

Os momentos mais críticos são sem dúvida a duplicação do modelo de trabalho e a obtenção do modelo refratário (WILHEM *et al.*, 1995). O hidrocolóide reversível, é o material de escolha para essa fase de duplicação, pois apresenta diversas vantagens, como: possibilidade de reutilização, compatibilidade aceitável com gessos e revestimentos, precisão na reprodutibilidade e baixo custo (PHILLIPS & ITO, 1952; PEYTON & CRAIG, 1962; WILLIAMS & HARTMAN, 1984).

O hidrocolóide reversível foi preconizado para fins industriais em 1925, sendo descrito seu primeiro uso odontológico em 1937 (SEARS, 1937). Na área odontológica, apresenta características aceitáveis para o papel que desempenha, sendo um material que oferece excelente proporção custo-benefício, desde que haja um rígido controle em sua técnica de manipulação (NEMETZ, *et al.* 1988). Dependendo da proporção entre os componentes envolvidos na composição do HR, o mesmo pode ser classificado como HR para moldagem ou para duplicação (ANUSAVICE, 1998a).

Diante da importância da fase de duplicação dos modelos de trabalho em modelos refratários, e do papel primordial que o hidrocolóide reversível possui neste contexto, vários estudos foram realizados com o intuito de verificar suas propriedades físicas (CRAIG *et al.*, 1962b; CRAIG & PEYTON, 1960), diante de tratamentos e variáveis como tempo e temperatura de armazenamento (DUKE & RYGE, 1961; GOODALL & LEWIS, 1976; MARGETIS & HANSEN, 1957), reprodução de detalhes (DUKE & RYGE, 1961; NEMETZ & TJAN, 1988; PEYTON & CRAIG, 1962), alterações dimensionais (ARANA, 2000; CRAIG *et al.*, 1961a; HOLLENBACK, 1964; LEWIS & GOODALL, 1977) e os ciclos de aquecimento utilizados para sua fluidificação (ARANA, 2000; GIANPAOLO, 1983; DUKE & RYGE, 1961; PIMENTEL, 1975).

A prática de reutilização do hidrocolóide reversível durante a fase de obtenção de modelos refratários é comumente empregada pelos laboratórios de

prótese. Porém, a inobservância de técnicas adequadas em seu aquecimento, o número exagerado de reutilizações e o armazenamento impróprio, podem acarretar alterações em suas características, físicas, químicas, propiciando erros na confecção da estrutura metálica (WILHELM, *et al.*, 1995).

A vida útil do hidrocolóide reversível admite de 15-20 ciclos de reutilizações (WHILHELM, 1995; CRAIG *et al.*, 1961a; DUKE & RYGE, 1961; MARGETIS & HANSEN, 1957). O tipo de revestimento utilizado também pode afetar a alteração dimensional obtida, sendo que valores em torno de 0 a 1,4% foram encontrados dependendo do tipo de hidrocolóide, revestimento e técnica utilizada (CRAIG *et al.*, 1961a).

Devido a suas baixas contrações de presa de aproximadamente 0,3 a 0,4% os revestimentos à base de silicato de etila são os mais favoráveis para a produção de modelos refratários utilizados na confecção de próteses parciais removíveis. Níveis de expansão de 1,7 a 2,1% podem ser conseguidos em condições de manuseio bem controladas (O'BRIEN & RYGE, 1981), o que normalmente não se observa em laboratórios de prótese.

Sabendo da importância da precisão da estrutura metálica fundida, mediante o controle das alterações dimensionais provenientes do processo de fluidificação do material duplicador, este estudo tem como principal intuito diagnosticar falhas inerentes ao processo de reutilização do HR, e associado a

outros trabalhos, minimizar alguns erros laboratoriais pertinentes às reutilizações do HR.

Assim sendo, foi objetivo deste trabalho estudar as alterações lineares de modelos de revestimentos, reproduzidos a partir de moldes feitos com duas marcas comerciais de HR, mediante diversos ciclos de refluidificação.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

De acordo com a especificação nº 20 da ASSOCIAÇÃO DENTÁRIA AMERICANA (1968), o hidrocolóide reversível (HR), é um material do TIPO I (termo-reversível), Classe1 (hidrocoloidal). Sua constituição deve ser livre de impurezas e corpos estranhos, bem como eficaz na confecção de modelos feitos com gesso ou revestimento. Para a obtenção de sua fluidez deve-se respeitar a temperatura de no máximo 99°C, enquanto que para a sua geleificação, a temperatura nunca deve ser inferior a 35°C.

O HR teve primeiramente seu uso preconizado para finalidades industriais. O primeiro relato do uso do HR com finalidade odontológica foi no ano de 1937 por SEARS. O autor indicou o uso do HR na moldagem de próteses fixas e incrustações, além de esclarecer cada passo da técnica por ele preconizada, salientando a precisão obtida na confecção de Próteses Parciais Removíveis (PPR's) quando utilizado o HR.

PHILLIPS & ITO (1952), afirmaram que vários fatores podem alterar a superfície do modelo de gesso obtido através de moldagem com HR. Neste estudo os autores avaliaram as superfícies de modelos de gesso obtidas através de moldagens com HR, analisando a manipulação do gesso e a imersão do molde em solução de sulfato de potássio a 2%. Os autores concluíram que: 1) deve-se prevenir a desidratação do HR antes do molde ser preenchido, mantendo-o em

ambiente com umidade relativa de 100%; 2) é recomendado haver a separação do molde/modelo em até 1 hora após sua cristalização, para não haver reação entre o HR/gesso; 3) a imersão do molde em solução de sulfato de potássio a 2% durante 10 a 15 minutos melhora a superfície do modelo, mesmo que a separação molde/modelo tenha sido feita 18 horas após a cristalização do gesso; 4) deve-se eliminar o excesso de água proveniente da imersão do molde em solução de sulfato de potássio com cuidado para não danificar o molde, porém a desidratação excessiva também causa distorções e alterações dimensionais no modelo obtido.

MARGETIS & HANSEN (1957), estudaram o efeito do aquecimento e armazenamento do HR quanto às seguintes propriedades: pH, viscosidade e tempo de rompimento sob carga constante de duplicadores à base de ágar. As amostras dos HR utilizados neste experimento foram produzidas comercialmente para esta finalidade. Um grupo de HR foi mantido em temperatura de 52°C durante 32 dias, enquanto que outro grupo foi submetido a repetidos ciclos de geleificação-fluidificação durante 32 dias. Concluíram que: 1) quando armazenados a aproximadamente 52°C, de acordo com a especificação do fabricante, a viscosidade aumentou e o tempo de rompimento diminuiu; 2) quando reaquecidos diariamente por imersão em banho-maria (BM), o tempo de rompimento diminuiu gradualmente, porém não havendo correlação com as alterações na viscosidade e no pH; 3) houve alterações nas propriedades físicas dos HRs armazenados a 52°C em comparação aos submetidos a ciclos de fluidificação e geleificação em

BM, estas alterações podem ser explicadas pela postulação do aumento intramolecular e intermolecular de hidrogênio nas moléculas de HR.

EARNSHAW (1958), analisou a contração de fundição de ligas de cromo-cobalto através de estudos de várias ligas comerciais na Grã-Bretanha. Dentre as variáveis analisadas, a forma de fundição não apresentou alteração nos resultados obtidos, porém as cinco ligas utilizadas obtiveram valores de contração em torno de 2,2%, necessitando de uma expansão do molde em torno de 2,25% para uma correta compensação. O autor concluiu que o revestimento e sua alteração foram os fatores que mais afetaram a contração de fundição.

CRAIG & PEYTON (1960), estudaram as diferenças entre os HR para duplicação e moldagem. O HR para duplicação possui em sua composição básica água e ágar, podendo apresentar também bórax, que lhe confere aumento de resistência e sais para acelerar a presa do revestimento. Nos HR duplicadores a quantidade de ágar fica em torno de 5%, já nos HR para moldagens essa quantidade aumenta de 10 a 15%. Em vista destas diferenças os autores compararam 6 marcas de HR para duplicação e 3 marcas de HR para moldagem em relação a seguintes propriedades: resistência à tração, resistência ao rompimento, deformação do HR quando submetido ao stress, tempo de compressão, qualidade de impressão e temperatura de geleificação. Os HR foram fluidificados através de água aquecida em BM e vertidos no molde a uma temperatura entre 60° - 65°C, tendo sido armazenados durante 60 minutos em

umidificador até a realização dos ensaios. Os autores concluíram que: 1) as propriedades de resistência dos materiais duplicadores são menores que as obtidas nos HR para impressão, sendo isto resultado de uma menor concentração de ágar na composição do HR; 2) a temperatura de geleificação foi constante entre os dois tipos de HR, permanecendo entre 35°C e 38°C; 3) o tempo de rompimento sob carga constante foi o teste mais sensível para avaliar as diferenças entre os materiais à base de ágar, provavelmente porque com ele foi possível medir as características elásticas do material.

CRAIG *et al.* (1961), afirmaram que um dos fatores primários nas falhas das fundições de prótese dentárias é a imprecisão na duplicação de modelos de trabalho. Em vista desta afirmação, os autores estudaram as alterações dimensionais vertical e horizontal na duplicação de modelos de revestimentos à base de gesso, sílica e fosfato. Para isto utilizaram um modelo mestre em forma de uma maxila superior com sobressaliências nas regiões de caninos e segundos molares, afim de que estas definissem as mensurações que se realizariam. Os HR foram aquecidos em BM até atingirem uma temperatura em torno de 85°C a 91°C, até sua total homogeneização, quando foram resfriados a uma temperatura em torno de 51,5°C a 60°C para serem vertidos no interior do molde. Este, após 10 minutos, teve sua porção inferior imersa em água à 20°C durante 20 minutos. O molde obtido foi lavado com uma solução de sulfato de potássio a 2% e o revestimento vertido no molde sob vibração, durante 20 segundos e mantido em umidificador com 100% de umidade. Este estudo permitiu concluir que os modelos

refratários de silicato de etila quando medidos molhados, apresentaram dimensões de 0,04 a 0,19% menores quando comparados ao modelo mestre. Quando secos, houve uma expansão em torno de 0,07 a 0,16%; este tipo de revestimento tende a contrair horizontalmente durante a presa e expandir após a secagem, ficando ligeiramente maior que o modelo mestre.

DUKE & RYGE (1961) estudaram 5 marcas comerciais de HR para duplicação e 5 HR para moldagem, e avaliaram a sua qualidade na reprodução de detalhes, compatibilidade como o gesso, resistência à compressão e mudança permanente, em função do período de armazenamento e de seguidos ciclos de fluidificação e geleificação. Os dois grupos de materiais foram submetidos aos mesmos procedimentos: armazenagem durante 1, 6, 24 e 72 horas e reaquecimento 1, 2, 6 e 12 ciclos. Para cada marca comercial, foram preparados dois modelos para os testes realizados, sendo que, para um dos modelos, o molde era imerso em solução de sulfato de potássio a 2%, durante 10 minutos, e o outro preenchido com gesso imediatamente após a separação do molde de HR. Concluíram que a maioria dos HR para duplicação apresentou níveis aceitáveis nas propriedades de reprodução de detalhes e compatibilidade com o gesso, porém estes níveis mostraram-se menores quando comparados aos HR para moldagem. Em função da variável tempo de armazenagem, os ciclos de fluidificação-geleificação mostraram-se mais prejudiciais aos duplicadores. Porém estes valores não comprometeram a reprodução de detalhes e a sua compatibilidade com o gesso. Quando imersos em solução de sulfato de potássio

a 2% os resultados, tanto de reprodução de detalhes como de compatibilidade, mostraram-se superiores.

CRAIG *et al.* (1962), afirmaram que uma das principais diferenças entre o HR duplicador e o HR para moldagem reside em sua capacidade de admitir repetições nos ciclos de fluidificação e geleificação, e o de não apresentar alterações significativas quando armazenado sob temperatura controlada que o HR duplicador apresenta. Porém o envelhecimento do material pode ocasionar mudanças nas propriedades deste material. Em função destas variáveis realizaram um experimento com o intuito de investigar as mudanças nas propriedades físicas de oito marcas comerciais de HR após repetidos ciclos de fluidificação-geleificação, e armazenados a altas temperaturas por um período superior a 60 dias. Analisaram ainda o efeito dos componentes secundários e possíveis impurezas como resultado do procedimento de duplicação. Os HR foram aquecidos em BM durante 1 hora até sua total homogeneização, após o que obtiveram modelos refratários que eram desprezados, iniciando novo ciclo de fluidificação-geleificação para o HR. Observaram que a força de compressão, resistência ao rasgamento e composição mantiveram-se estáveis por 15 a 20 ciclos e armazenagem a 66°C por 4 a 6 semanas. Já no ensaio de rasgamento houve alteração devido às propriedades visco-elásticas do gel de HR apresentarem pequenas mudanças logo após o primeiro ciclo de fluidificação-geleificação. A armazenagem a 57°C apresentou menor influência nas propriedades visco-elásticas do HR, e o envelhecimento do HR após as seguidas

refluidificações diárias mostrou-se similar ao causado durante armazenamento a 66°C.

PEYTON & CRAIG (1962), afirmaram que o envelhecimento, as propriedades e as mudanças dimensionais dos HR como também a compatibilidade do material duplicador com o revestimento possuem igual importância no estudo dos HR. Neste estudo os autores analisaram a compatibilidade do material duplicador com o revestimento na reprodução de detalhes da superfície do modelo mestre; a resistência da superfície do modelo de revestimento em moldes obtidos de duplicadores; a dureza superficial do revestimento em combinação com diferentes materiais duplicadores; e a expansão térmica de diferentes tipos de revestimentos vazados em moldes preparados com materiais duplicadores. A compatibilidade do material duplicador com vários revestimentos utilizados foi avaliada pela análise da combinação de vários fatores como: reprodução de detalhes na superfície do modelo, resistência a edentação na superfície em revestimento e o efeito do material duplicador na expansão térmica dos revestimentos. Observaram que na reprodução de superfície e detalhes, nenhum dos duplicadores comerciais investigados foi compatível com todos os revestimentos investigados. A presença de glicerina ou glicóis nos materiais duplicadores mostrou-se incompatível com os revestimentos à base de gesso. Todos os duplicadores foram compatíveis com os revestimentos à base de fosfato, os quais apresentaram expansão durante a presa. Os revestimentos à base de fosfato, com considerável expansão durante a presa, foram compatíveis

com os duplicadores plásticos, mas em geral incompatíveis com o material tipo ágar. Os revestimentos à base de sílica foram compatíveis com os duplicadores à base de ágar, mas não com os duplicadores plásticos. A resistência da superfície do revestimento à penetração foi o teste mais crítico de compatibilidade. Uma considerável variação foi observada na resistência à penetração na superfície de revestimento à base de gesso, quando vertido em moldes obtidos de duplicadores à base de ágar e plásticos. A superfície do revestimento à base de fosfato apresentou-se mais dura quando produzida em moldes obtidos de duplicadores plásticos. Quando foi usado o duplicador à base de ágar, a resistência à penetração apresentada pelo revestimento foi menor, assim como a resistência à penetração quando o modelo foi seco por aquecimento de acordo com a instrução do fabricante. O revestimento à base de sílica apresentou baixa resistência à penetração, não sendo possível a mensuração dessa variável. Variações podem ocorrer na expansão térmica ao utilizar vários duplicadores com revestimento à base de gesso ou à base de fosfato. Quanto ao revestimento à base de sílica, nenhuma variação foi observada ao serem utilizados moldes de vários duplicadores à base de ágar. Os resultados desse estudo mostraram a necessidade de se considerar a compatibilidade dos materiais duplicadores com os revestimentos, quando na seleção dos materiais a serem utilizados, para que haja uma compensação adequada na contração do metal.

HOLLENBACK (1964) realizou um estudo sobre a precisão dimensional de duplicadores à base de ágar, e afirmou que as imprecisões encontradas nas

próteses parciais removíveis são decorrentes de outras fases laboratoriais e seus respectivos materiais para confecção, pois os HR duplicadores mostraram-se precisos, compatíveis e com propriedades físicas aceitáveis, quando comparados a outros materiais de moldagem já estudados.

DOOTZ *et al.* (1965), afirmaram que a precisão de uma estrutura de prótese parcial removível é afetada por muitas variáveis, como a compensação de expansão pelo modelo de revestimento, material duplicador, força compressiva do revestimento na temperatura de fundição, e a técnica de manuseio do material. Neste estudo, avaliaram as alterações dimensionais do modelo refratário desde o preenchimento do molde até o processo de fundição da estrutura metálica. Avaliaram as alterações dos materiais duplicadores, a desidratação dos modelos refratários a 100°C por 30 minutos e o efeito da embebição em água por 15 minutos sobre o HR. A resistência compressiva de vários revestimentos, quando submetidos a temperaturas de fundição também foi investigada. Concluíram que: 1) a expansão de compensação da base do modelo refratário pode não ser igual à expansão obtida nas porções anatômicas ou dentárias do modelo, 2) o material duplicador pode afetar a precisão no final da fundição, 3) as alterações dimensionais dos revestimentos aglutinados por sílica foram restritas a partes anatômicas ou dentárias do modelo confinadas dentro do molde, 4) a expansão do revestimento à base de gesso foi aumentada pela imersão do HR em água por 15 minutos e 5) a expansão total dos revestimentos analisados para compensar a contração de fundição esteve entre 1,6 e 2,1%.

DOOTZ *et al.* (1967), relataram que o tempo necessário para a duplicação de modelos utilizando um hidrocolóide à base de ágar é aproximadamente de 2 a 3 horas. Com o intuito de diminuir o tempo dispensado à duplicação, os autores realizaram esse estudo, analisando possíveis substâncias incorporadas ao hidrocolóide à base de ágar, capazes de promover menor tempo de duplicação, sendo também compatíveis com os revestimentos utilizados (à base de gesso, fosfato e silicato). Foi analisado um gel aquoso de acrilamida, contendo 83% de água, 9,5% acrilamida, 5% de silicato de cálcio sintético, 1% de alginato potássico. Para isso, foi utilizado um modelo mestre o qual simulava uma maxila com quatro edentações nas regiões de caninos e molares. Antes da moldagem do modelo, o mesmo era imerso durante 5 minutos em uma solução de 2% de persulfato de amônia, que acelera a geleificação da acrilamida e previne a penetração do material duplicador no modelo mestre. Após 15 minutos da obtenção do molde, o mesmo era lavado com diferentes soluções de acordo com o revestimento utilizado: 2% sulfato de alumínio cálcio, para revestimento à base de sulfato de cálcio; solução 1:1 de ácido fosfórico e hidrogênio fosfatado de amônio para revestimentos à base de fosfato; revestimentos à base de silicato não necessitavam de lavagem prévia. Este gel acrilamida foi ensaiado com 5 marcas de HR. As propriedades físicas do novo material testado não diferiram das propriedades do HR convencional, o que permitiu seu uso na duplicação de modelos, além de poder ser usado com qualquer tipo de revestimento, desde que lavado com as soluções apropriadas. O tempo final para a duplicação foi em torno

de 1 hora, variando de acordo com o revestimento, mostrando deste modo diminuição no tempo para duplicação quando comparado ao HR convencional.

NAKAZATO & FUSAYAMA (1971), avaliaram a reprodução de detalhes, dureza superficial e alteração dimensional, em modelos de gesso obtidos a partir de moldagens com HR. Duas marcas comerciais de HR foram utilizadas, liquefeitas a 100°C durante 10 minutos, armazenadas a 60°C por 20 minutos e misturadas a 45°C por 10 minutos, quando então eram utilizadas. Os resultados obtidos demonstraram que ambas as marcas foram eficientes quanto à reprodução de detalhes, dureza superficial e alteração dimensional. Desta forma, concluíram que o HR pode reproduzir modelos com precisão aceitável, e mais profissionais poderiam utilizá-lo como material de moldagem.

LYON & ANDERSON (1972) investigaram marcas comerciais de HR quanto a algumas características como temperatura de fluidificação, compatibilidade, reprodução de detalhes, alteração dimensional, ph e deterioração devido ao armazenamento. Os materiais analisados apresentaram propriedades similares, mostrando considerável deterioração quando armazenados a 60°C durante 6 semanas. Todos os materiais apresentaram uma pequena contração de ½% a 1% durante o armazenamento. Observaram a necessidade de preenchimento do molde com revestimento tão logo fosse possível, além dos ensaios evidenciarem que alguns materiais apresentaram temperatura de geleificação em em torno de 34°C, o que poderia causar danos quando o molde

fosse preenchido com revestimento devido à reação exotérmica presente no processo de cristalização. Também observaram que a reprodução de detalhes foi satisfatória nos materiais testados. Ainda segundo os autores, os materiais não deveriam permanecer geleificados mesmo em aparelho termostaticamente controlado, por causa da perda ou diminuição na qualidade de várias de suas propriedades, como resistência à compressão e resistência ao rasgamento, concluindo deste modo que os materiais deveriam ser fluidificados na hora do uso.

SCARANELO *et al.*, (1973), estudaram a qualidade de reprodução de cinco marcas comerciais de HR sob ação de repetidos ciclos de fluidificação-geleificação. Utilizaram um corpo de prova com 8 micro-ranhas paralelas entre si de larguras diferentes e comprimentos iguais. O HR foi liquefeito em BM até sua total homogeneização, e mantido em temperatura ambiente até atingir a temperatura de 55°C para então ser vertido sobre o modelo de gesso. Os HR foram submetidos a 7 ciclos seguidos de fluidificação-geleificação. Os resultados obtidos permitiram concluir que: 1) todos os HR foram capazes de reproduzir ranhas de até 4 micras, 2) sob repetidos ciclos de fluidificação-geleificação eles comportaram-se de maneiras diferentes, não permitindo estabelecer uma regra geral de procedimento.

PIMENTEL *et al.* (1975), estudaram o efeito da reutilização consecutiva dos duplicadores sobre a estabilidade dimensional, confinamento e tempo de mensuração de 3 marcas comerciais e 1 marca experimental de HR. Os HR foram

seccionados em pequenas porções de 30 gramas e aquecidos em BM, fluidificados e mantidos em temperatura ambiente de 55°C para então serem vertidos sobre o corpo de prova. Após separação molde/corpo de prova, foram realizadas mensurações dos moldes em microscópio comparador nos intervalos de 0 (zero), 15, 30, 45, 60 minutos. Os duplicadores foram submetidos a três ciclos sucessivos de fluidificação/geleificação, e para cada ciclo, nova leitura no microscópio foi realizada nos tempos pré-determinados. Concluíram que não houve alteração dimensional significativa entre as variáveis de refundições, em que os moldes apresentaram-se menos estáveis, nos intervalos de tempo maiores após a separação molde/corpo de prova.

GOODALL & LEWIS (1976), analisaram a co-relação da deterioração do HR e a qualidade dos modelos produzidos, e o efeito da variação da quantidade de material duplicador diante das dimensões dos modelos produzidos. O HR era aquecido em BM, e após sua homogeneização, investigado diante de sua exposição a três tratamentos: 1) quando vertido sobre o modelo a 60°C; 2) quando armazenado a 63°C por uma semana e depois vertido sobre o modelo; 3) e quando armazenado sob água em ebulição por 55 horas, e depois vertido sobre o modelo. Para cada tratamento foram confeccionados cinco modelos em gesso pedra utilizando um mufla maior, e outros cinco modelos em um mufla menor. Os autores concluíram que houve deterioração significativa nos HR, após o décimo quarto dia que o material tinha sido armazenado segundo as recomendações dos fabricantes. Notaram também que quando o material não foi armazenado em um

frasco selado, houve perda gradual de água, afetando a concentração do material, e que o tamanho do muflo não alterou as propriedades estudadas.

FINE *et al.* (1977), estudaram a fundição do HR em regiões de elevadas altitudes e seu efeito sobre suas propriedades, e uma possível técnica de liquefação para estas regiões. Os autores observaram que para ocorrer à fundição do HR em banho de água, esta teve que ser aquecida a 100°C, o que impediu sua fundição em altitudes maiores, pois a mesma não atingira essa temperatura. Para uma correta fluidificação do HR, os autores avaliaram 4 técnicas diferentes: 1) banho de água, de acordo com especificações do fabricante a uma temperatura de 65°C a 68°C; 2) banho de água com aditivos, com a temperatura variando de 97°C a 103°C, conforme a concentração de propileno glicol; 3) banho em propileno glicol puro, com temperatura de 100°C; 4) aquecimento do HR em forno de microondas (MO). Ao menor tempo selecionado do MO os frascos de hidrocolóide estouraram, a liquefação ficou incompleta e uma grande parte do material ficou em estado sol. Para a confecção das amostras foi utilizado um modelo metálico, o qual representava uma cavidade méso-ocluso-distal (MOD). Este era imerso em água a 37°C antes de ser moldado pelo hidrocolóide. Segundo os autores, aquecer o HR a uma temperatura inferior a 99°C não permitiu sua liquefação completa, promovendo perda de detalhes e precisão no molde obtido. Já em uma temperatura de 100-101°C houve completa fluidificação e adaptação precisa dos moldes. Os autores também relataram que a partir de 100°C a evaporação da água era muito evidente, tendo que ser sempre

monitorada essa perda, acrescentando água quando necessário. Os fornos de MO não se mostraram precisos para produzir e manter uma temperatura de 100°C, sendo ineficientes para a liquefação do hidrocolóide.

LEWIS & GOODALL (1977), avaliaram o efeito do tamanho do muflo duplicador na duplicação de modelos metálicos. Utilizaram um modelo metálico parcialmente dentado simulando um arco superior e neste modelo fizeram facetas paralelas para medição. Utilizaram três muflos duplicadores, um grande, um pequeno e um modificado, o qual sempre mantinha um espaço de 8,5 mm entre o modelo e a sua tampa. O HR foi aquecido a 100°C em BM até sua total homogeneização quando então foi resfriado até 53°C para ser vertido sobre o modelo previamente aquecido a 53°C. Após o preenchimento dos muflos, os mesmos tiveram suas bases imersas 2,5cm em água corrente a 21°C, durante 40 minutos, para que houvesse seu resfriamento, e deste modo o modelo fosse removido do mesmo. Os moldes foram preenchidos com gesso pedra, sendo quatro modelos para cada tipo de muflo, e as leituras foram feitas 24h após a cristalização do gesso. Os resultados mostraram que certas distâncias foram ligeiramente maiores no modelo de gesso enquanto que em outras, as discrepâncias foram maiores. A distância no palato foi ligeiramente maior no muflo modificado e no muflo maior. Com este estudo os autores concluíram que o tamanho do muflo não tem relevância significativa para o ato de duplicação.

O'BRIEN & RYGE (1981), afirmaram que os revestimentos à base de silicato de etila são os mais favoráveis para a produção de modelos refratários durante a confecção de PPR's, devido a suas baixas contrações de presa, que giram em torno de aproximadamente 0,3 a 0,4%. A expansão presente nestes revestimentos é totalmente térmica, e ocorre principalmente em temperaturas superiores a 260°C. Expansão de 1,7 a 2,1% pode ser conseguida em condições controladas.

SHANLEY *et al.*, (1981) analisaram as alterações dimensionais obtidas a partir de duas técnicas de fundição diferentes: por força centrípeta e a vácuo. A partir de um modelo metálico, que simulava uma arcada dental superior, foram obtidos modelos de revestimentos à base de gesso, os quais foram mensurados em microscópio mensurador para posterior comparação. Oito estruturas metálicas foram fundidas para cada método investigado, e após acabamento e polimento das mesmas, era realizada nova mensuração no microscópio. Os resultados evidenciaram que não houve diferença estatística entre as alterações verticais e horizontais nas estruturas obtidas através dos dois métodos analisados, sendo que ambos mostraram-se similares na precisão obtida. Os autores afirmaram que o conhecimento e execução correta da técnica de fundição é um fator primordial para a obtenção de resultados dimensionais satisfatórios, fator que deve ser levado em consideração pelos laboratórios protéticos.

GIANPAOLO *et al.*, (1983), afirmaram que, embora existam diversas informações na literatura sobre os materiais de impressão à base de ágar, poucas são encontradas sobre os materiais duplicadores. Os autores estudaram a precisão dimensional linear de moldes e modelos, e a influência de materiais duplicadores e revestimentos sobre esta propriedade. Foram utilizados 3 duplicadores à base de ágar, um revestimento aglutinado por fosfato e outro à base de sílica. Os autores concluíram que os 3 HR investigados, apresentaram tendência à contração em todas as distâncias avaliadas, porém consideradas irrelevantes para as fundições de infra-estruturas para prótese parcial removível, e que o modelo confeccionado com revestimento à base de sílica apresentou menor alteração em relação ao modelo padrão. Ao analisarem a interação do duplicador com o revestimento, verificaram que a compatibilidade do revestimento é mais importante em função da precisão dimensional linear.

WILLIAMS & HARTMAN, (1984), afirmaram que a reprodução de detalhes em modelos duplicados é fator significativo para obtenção de sucesso em reabilitações protéticas. Porém a incompatibilidade dos HRs com diversas marcas de gesso pode ocasionar modelos imprecisos, comprometendo a prótese que será realizada. Os autores estudaram a compatibilidade de vários materiais duplicadores com gessos odontológicos, analisando a reprodução dos detalhes da superfície. Para isto utilizaram 8 marcas comerciais diferentes de HR, que numeradas de 1 a 8; e 6 marcas de gesso tipo IV, as quais também receberam numeração de 1 a 6. Observaram que falhas técnicas podem impedir a perfeita

reprodução dos detalhes de modelos de gesso, e que alguns fabricantes de HR não especificam as recomendações técnicas de manuseio de seus produtos, além do que, ceras, glicerinas e glicóis podem estar presentes em alguns duplicadores, destinados para o uso com revestimentos à base de fosfato ou silicato de etila. Estes duplicadores quando usados com gesso podem inibir a presa do mesmo. Os resultados obtidos evidenciaram que o gesso odontológico nº.1 foi o que se mostrou mais compatível com todas as marcas de HR analisadas e os duplicadores nº.05 e nº.07, mostraram-se mais compatíveis com os gessos analisados.

WARTELL (1984), descreveu os passos necessários para a obtenção de impressões utilizando um HR como material de moldagem. Além de detalhar todos os passos para um eficiente uso do HR o autor realizou uma análise detalhada do HR e seu uso. De acordo com sua análise, o termo “colóide” significa uma solução na qual as partículas dissolvidas são grandes o suficiente para não ultrapassarem uma membrana semipermeável. Diante de algumas condições, como a temperatura, alguns colóides tornam-se gel, como partículas coloidais reversíveis indo de estado sol para gel de acordo com a alteração da temperatura. A mudança do estado sol para gel ocorre pela ligação das partículas coloidais, formando as fibrilas. Estas então se tornam emaranhados maiores moleculares, ficando os espaços entre as fibrilas preenchidos por água. Neste ponto, o HR tem memória elástica que, se momentaneamente comprimido, retorna à sua posição original. O ágar-ágar, principal constituinte do HR, é um colóide hidrofílico extraído

de alguns tipos de algas. Sua temperatura de geleificação a 37°C é ideal para trabalhos na cavidade bucal. Em sua composição há a presença do bórax que aumenta a resistência, mesmo sendo retardador de presa, e do sulfato de potássio, como acelerador de presa. O restante de sua composição é formado por água, ficando esta em torno de 80-85% do total da composição. Segundo o autor, o HR deve ser armazenado a 65°C se for utilizado por um período superior a 5 dias. O molde deve ser sempre mantido em ambiente com 100% de umidade relativa antes e após seu vazamento com gesso, e a separação molde/modelo deve ocorrer em até 1 hora após o seu preenchimento.

RANTANEN & EERIKÄINEN (1986), avaliaram a precisão de conectores maiores palatinos de quinze PPR's confeccionadas por estudantes durante um semestre letivo na universidade. As PPR's foram confeccionadas em cinco laboratórios protéticos diferentes, e através de moldagens com polivinilsiloxano, tanto no modelo como na boca do paciente, puderam observar a espessura do material de moldagem e desta forma mensurar a desadaptação do conector palatino. Os resultados evidenciaram que, sem exceção, para todas as peças foi encontrado desadaptação, tanto em relação ao modelo de gesso quanto em relação à boca do paciente. A espessura de desadaptação variou de 0,09 a 0,68mm na boca, e 0,11 a 0,93mm no modelo. Concluíram que todos os laboratórios produziram PPR's com desadaptações no conector maior palatino, e que o processo de duplicação é um dos fatores que mais influenciam os erros laboratoriais, produzindo modelos refratários com valores de alterações

dimensionais maiores quando comparado ao valor de alteração de 1%, que é considerado aceitável para que não haja comprometimento clínico.

EERIKÄINEN & RANTANEM (1986) avaliaram a precisão de 167 estruturas de PPRs confeccionadas em 5 laboratórios dentais diferentes, seguindo as instruções de confecção detalhadas pelos estudantes e supervisionadas pelos professores. Algumas variáveis foram analisadas como: os laboratórios escolhidos, o material de moldagem utilizado, tempo para obtenção do modelo de gesso e a experiência clínica dos estudantes, que foram divididos em novatos, intermediários e experientes. O método visual foi eleito para a verificação da precisão de adaptação da estrutura metálica sobre os modelos, sendo classificados como precisas ou não precisas e em seguida na boca seguindo os mesmos critérios. Menos da metade das peças estavam clinicamente satisfatórias, sendo que 42% tiveram que ser corrigidas, 26% deste valor foi atribuído à falhas clínicas e 16% em função de falhas laboratoriais. Concluíram que os procedimentos laboratoriais influem sensivelmente na adaptação clínica de estruturas metálicas de PPR; porém a inexperiência dos estudantes também afeta a precisão final da estrutura metálica. Os laboratórios podem, mesmo que inconscientemente, oferecer um trabalho de pior qualidade por estarem trabalhando para estudantes. Os autores também afirmam que valores de alterações em torno de 1% são clinicamente aceitáveis.

WANTANABE & JORGENSEN (1986), afirmaram que para um revestimento dentário propiciar uma fundição precisa, é essencial que a expansão durante o aquecimento seja baixa o suficiente para não causar distorção da amostra de cera e a expansão térmica seja alta o suficiente para compensar a contração da liga metálica utilizada. Em função disto, seu estudo avaliou a expansão térmica de revestimentos quando fundidos com diversas ligas de fundições dentárias. Concluíram que nenhum dos revestimentos testados foi capaz de permitir alta precisão que a técnica de fundição requer, e todos os revestimentos apresentaram expansão térmica.

NEMETZ *et al.*, (1988), fazem uma análise do HR, evidenciando as características, vantagens e desvantagens do material. De acordo com os autores, o HR é composto por géis de ágar reversíveis, indo do estado sol para gel de acordo com a temperatura. Apresenta como vantagens: compatibilidade aceitável com gessos e revestimentos; baixo custo, fácil remoção do modelo e facilidade na técnica de manuseio do material. Como desvantagens os autores afirmam que sendo a temperatura para utilização do HR para moldagem ser em torno de 30 – 50 °C, pode haver injúria ao paciente e a não observância da técnica de manuseio do material, pode acarretar em alterações dimensionais dos moldes obtidos.

Segundo WILHELM *et al.* (1995), a formação de modelos refratários pela duplicação do modelo inicial é um passo crítico na construção de uma prótese parcial removível. Neste estudo os autores analisaram repetições do ciclo

de fluidificação do HR utilizando três métodos diferentes: microondas (MO) – 30 ciclos de fluidificação-geleificação, banho-maria (BM) - 30 ciclos de fluidificação-geleificação e no armazenamento durante 2 semanas em autoduplicador (AD). Verificaram as conseqüências destes tratamentos sobre 4 propriedades físicas de uma marca comercial de HR (alteração dimensional linear, reprodução de detalhes, resistência ao rasgamento e resistência à compressão). Os resultados obtidos evidenciaram diferenças significativas quanto à resistência ao rasgamento, pois os valores mostraram que, quando comparados à fundição inicial no BM e no MO, e mesmo após 5 fundições, o HR apresentou-se mais resistente que as amostras no AD durante a fase inicial. Porém as amostras fundidas em BM após 15 e 30 ciclos apresentavam diminuição de resistência ao rasgamento, quando comparadas aos dois outros métodos. Segundo os autores, o aquecimento do HR por energia de MO parece ser melhor que os dois métodos convencionalmente estipulados. Esta técnica admite um tempo de liquefação rápido, onde o material pode ser reutilizado por um período maior que os dois outros métodos. De acordo com os resultados não houve diferença estatística entre os grupos quanto à alteração dimensional dos modelos obtidos. Após 15 ciclos de fluidificação-geleificação o HR aquecido em MO permanecia mais resistente quando comparado aos outros dois métodos de liquefação, porém após 30, ciclos o HR liquefeito em AD apresentou valores maiores de resistência.

TODESCAN *et al.* (1995a), afirmaram que o material mais comumente utilizado na duplicação dos modelos de trabalho é o duplicador a base de ágar-

ágar, o qual possui um grande percentual de água, tornando-se seu maior problema a perda de água para o meio durante o processo de fluidificação. Os autores, analisando o método melhor para manipulação do material e obtenção do modelo refratário, aconselham utilizar um recipiente fechado durante o processo de fluidificação. Segundo eles, o ágar deve ser cortado em pequenos pedaços e colocado em recipiente próprio para a fluidificação. Durante o seu resfriamento a temperatura deve ser controlada, e o resfriamento deve ser alcançado a até aproximadamente 52°C, quando então o material será vertido dentro do muflão contendo o modelo de trabalho. Após o resfriamento separa-se o modelo de trabalho do molde e este será preenchido com revestimento. Após 60 minutos separa-se o molde do modelo de revestimento, para que este seja desidratado em estufa.

TODESCAN et. al. (1996b) conceitua e apresenta a prótese parcial removível como uma opção reabilitadora de grande valia na odontologia. O autor faz menção a fatores essenciais que os clínicos devem analisar para que haja uma correta indicação e conseqüentemente uma reabilitação eficaz e duradoura, que possa trazer benefícios ao paciente.

TODESCAN et. al. (1996c) apresenta diversos fatores que podem causar o fracasso na confecção e uso da PPR. Estes fatores podem ser tanto provenientes de negligências clínicas, como laboratoriais ou mesmo cuidados inerentes ao paciente, antes e após a instalação da PPR. A inobservância de tais

fatores pode levar ao fracasso ou a diminuição da eficácia reabilitadora que o uso de uma PPR possibilita.

McGIVNEY & CASTLEBERRY (1996) afirmaram que os HR são materiais coloidais que se tornam fluidos ao serem aquecidos e retornam a gel quando resfriados. Quando da duplicação do modelo de trabalho, se as regiões de alívio estiverem enceradas, a temperatura de duplicação do HR não deve ser superior a 52°C para não derreter ou distorcer o material de alívio. Durante a fluidificação do HR, deve-se obter uma mistura lisa e cremosa, onde sua homogeneidade deve ser mantida a temperatura de 52°C. O material precisa ser vertido continuamente até todo preenchimento do muflo, o qual tem o seu fundo imergido em 2,5cm de água corrente para que o resfriamento se inicie pelo fundo metálico, controlando a contração e evitando distorções. Quando a superfície do HR atingir o estado gel, pode-se imergir completamente o muflo em água por 15 minutos para assegurar seu resfriamento completo. Após isso o molde/modelo é separado, removendo-se o fundo do muflo, e evitando movimentos bruscos a fim de diminuir possíveis alterações no molde.

ANUSAVICE (1998a), classificou os colóides como o quarto estágio da matéria, devido a sua diferenciação estrutural, constituição e reação. Os HR duplicadores tem a mesma formulação química, exceto pelo conteúdo de água, que quando comparados aos HR de moldagem é maior. O ágar é um polímero linear do grupo éster sulfúrico da galactose. Está presente na concentração de 8 a

15%, dependendo das características desejadas do material, quanto às suas propriedades. O ingrediente principal por peso é a água (mais de 80%). Agentes modificadores estão presentes em pequenas quantidades, a fim de influenciar as propriedades do material. Uma pequena quantidade de bórax é adicionada ao ágar para aumentar a resistência do gel. É possível que o borato formado aumente a resistência ou a densidade da rede micélica no gel. Para contrabalancear o efeito da água e do bórax, o sulfato de potássio é acrescentado à fórmula devido à sua capacidade de acelerar a presa do gesso. Conseqüentemente, o conteúdo de ágar na massa geleificada é menor, o que influencia na sua resistência à compressão e tempo de presa. Como são géis, invariavelmente estão sujeitos a alterações dimensionais por sinérese, embebição ou evaporação, daí a necessidade de preenchimento imediato do molde. Caso isso não seja possível, então o molde deve ser mantido em umidificador a 100% de umidade relativa para preservar o equilíbrio de água no material.

ANUSAVICE (1998b), também afirmou que os revestimentos aglutinados por silicato de etila estão perdendo a popularidade, pois os procedimentos envolvidos são mais complicados e consomem mais tempo, mas ainda é usado para a confecção de estruturas metálicas de PPR, com ligas de metais básicos de alta fusão. Neste caso, o aglutinante é o gel de sílica, que é revertido em sílica durante o aquecimento. Um dos métodos para a formação do aglutinante é baseado no silicato de etila. O ácido sílico coloidal é inicialmente formado pela hidrólise do silicato de etila em presença de ácido clorídrico, álcool

etílico e água, ocorrendo a formação de um sol coloidal de ácidos polissílicos, e este sol é misturado com a sílica aos quais se adicionam pequenas quantidades de um pó fino de óxido de magnésio, para alcalinizar a mistura. Forma-se então um gel consistente de ácido polissílico seguido por uma contração de presa. Durante o preenchimento do molde, o mesmo deve ser vazado sob uma plataforma de vibrador com movimentação lenta, permitindo desta maneira que a contração de presa diminua para 0,1%. Quando aquecido a altas temperaturas, a sílica se converte em quartzo, provocando expansão adicional.

SOFOU *et al.* (1998), avaliaram as mudanças no peso e na dimensão linear de duas marcas comerciais de HR armazenados em diferentes ambientes. Antes da mensuração os materiais foram armazenados na fase gel, durante 5 dias em umidade relativa de 100%, para avaliar o efeito do tempo sobre suas composições e comportamento. As características do material não foram afetadas pelo tempo de armazenamento e os resultados indicaram deterioração do material duplicador provocado pelo aquecimento prolongado, ou pela sua repetição em função da mudança de peso, mesmo nos estágios iniciais. O HR foi cortado em pequenos pedaços e colocado em um recipiente termostaticamente controlado, mantido a 100°C durante 1 hora. Após esse período a temperatura foi diminuída até 52°C quando então os HR foram utilizados. Foram obtidos os grupos experimentais imediatamente após a temperatura ter atingido 52°C, (grupo controle), e após 30, 60, 120, 180 minutos. Foram experimentados diferentes meios de armazenagem do HR: 1)  $50 \pm 10\%$  de umidade relativa; 2) 100% e 3) em

água deionizada. Esta metodologia foi repetida por 5 vezes com intervalos de 24 horas. Os autores concluíram que ocorreram mudanças no peso do material, principalmente pela evaporação da água de sua composição. Afirmaram que o melhor meio para se manter o molde antes de ser preenchido é em umidade relativa de 100%, visto que nesse ambiente não houve mudanças no peso e na alteração dimensional do HR, não sendo, portanto, afetados nem pelo método de armazenamento, nem pela idade ou número de refundições (5 ciclos). Segundo os autores, a perda de peso se dá pela exposição do HR ambiente, levando à evaporação da água.

ARANA (2000), analisou a alteração dimensional linear de modelos refratários obtidos após sucessivos ciclos de fluidificação-geleificação. Por meio de sucessivas refundições do material, foram obtidos modelos de revestimento para cada subgrupo formado, de acordo com o número de refundições (1, 5, 10, 15 e 20 vezes). Foi avaliada a alteração dimensional linear dos modelos refratários obtidos, quando em comparação com o modelo inicial, o qual tinha 4 marcações, que quando unidas formavam a figura de um polígono irregular que permitia a mensuração. O autor, concluiu que não houve alterações dimensionais significativas após 20 ciclos de reutilizações.

SCHLEIER *et al.* (2001), analisaram o efeito do tempo de armazenamento na precisão e estabilidade dimensional de um novo hidrocolóide reversível para impressão em ambiente com 100% de umidade. Com o uso de

uma matriz metálica que simulava o preparo de quatro pilares para prótese fixa, foram obtidos 30 moldes em HR, todos de um mesmo material, e moldados por um único operador. Os moldes foram armazenados em uma sala com 100% de umidade relativa, e foram sendo vazados com gesso tipo IV em grupos de cinco, sendo esses grupos diferenciados pelo tempo de armazenamento (0, 30, 60, 120, 180, 210 minutos). Os resultados obtidos evidenciaram que houve diferença na estabilidade dimensional e precisão dos modelos de gesso somente a partir do tempo 180 minutos. A partir das medidas obtidas, foi calculada a porcentagem das alterações dimensionais visto que, muitas vezes um valor que apresenta diferença estatística, pode, em porcentagem, ser clinicamente aceitável. O autor afirma que normalmente uma discrepância marginal de 39 $\mu$ m em um preparo de prótese fixa é considerado clinicamente aceitável. Desta maneira os resultados avaliados neste experimento mostraram que um molde obtido em hidrocolóide reversível armazenado por pelo menos 60 minutos em um ambiente com umidade relativa de 100% não apresentou perda em sua precisão dimensional.

### 3. PROPOSIÇÃO

Diante da literatura citada, e das condições laboratoriais estabelecidas, este trabalho teve como propósito avaliar a influência do número de reutilizações (cinco, dez e quinze ciclos) de duas marcas comerciais de HR (VIPI® e KNEBEL®) na alteração dimensional linear em modelos de revestimento.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. MATERIAIS

Os principais materiais utilizados na realização deste experimento estão listados no QUADRO 01, juntamente com os fabricantes e marcas comerciais.

<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Marca Comercial</i>
Silicone por adição para reprodução de modelos	Dentaurum - Germany	REMA®-SIL
Gesso tipo IV	Vigodent S/A Indústria e Comércio	HEROSTONE®
Revestimento	Knebel Produtos Dentários Ltda.	REFRADENT®
Binder - Silicato de Etila 28%	Knebel Produtos Dentários Ltda.	SILBOND 28%®
Hidrocolóide Reversível I	Dental VIPI Ltda. Ind. Com. Imp. e Exp. de Produtos Odontológicos	DUPLICADOR VIPI®
Hidrocolóide Reversível II	Knebel Produtos Dentários Ltda.	DUPLICADOR K27®
Cera de carnaúba	Machado Comercial Ltda.	Cera de Carnaúba

QUADRO 1 – Relação dos principais materiais utilizados neste experimento.

### 4.2. MÉTODOS

#### 4.2.1. Distribuição das amostras

Para a comparação das variáveis propostas neste experimento, o QUADRO 02 ilustra a distribuição das amostras de acordo com a marca comercial e o número de ciclos de reutilização do HR.

HIDROCOLÓIDES	Nº REFUNDIÇÕES HR	Nº AMOSTRAS
A - VIPI	1	5
	5	5
	10	5
	15	5
B- KNEBEL	1	5
	5	5
	10	5
	15	5

QUADRO 02- Distribuição das amostras de acordo com a marca comercial e número de refunções.

O experimento foi conduzido em cego, onde as amostras foram confeccionadas por um operador e mensuradas por um segundo operador submetido a um processo de calibração para correta mensuração das amostras.

#### 4.2.2. Modelo metálico

Um modelo metálico em liga de cobre-alumínio foi confeccionado simulando uma maxila dentada nas regiões de caninos e molares (FIGURA 01). Estas regiões indicadas por sobressaliências de 1,8 centímetro no plano horizontal e demarcadas por um "x" (SHANLEY *et al.*, 1981; ARANA, 2000) (FIGURA 02), denominadas A, B, C, e D, quando unidas, formavam a figura de um polígono irregular, e com isto, permitiam a mensuração linear de 06 distâncias: **AB, BC, CD, DA, AC e BD** (FIGURA 03).

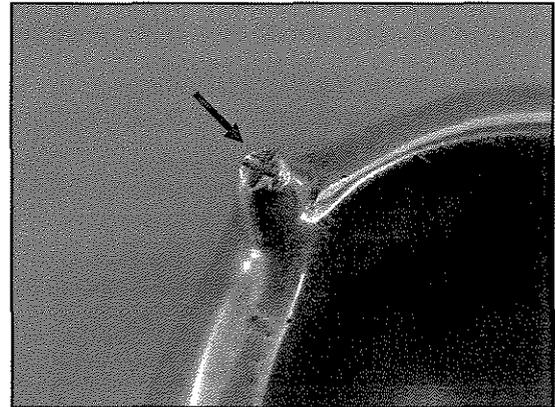
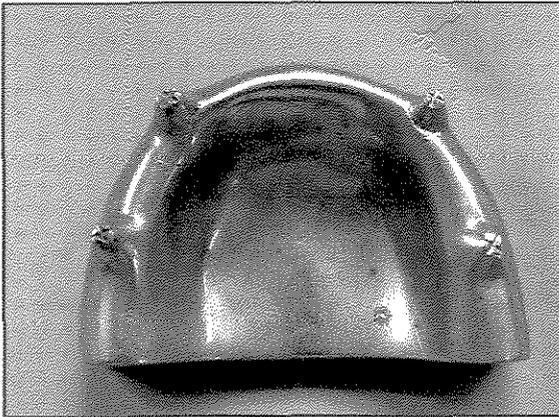


FIGURA 01 – Modelo metálico representando uma maxila dentada na região de caninos e molares. FIGURA 02 - Sobressaliências do ponto de mensuração no microscópio.

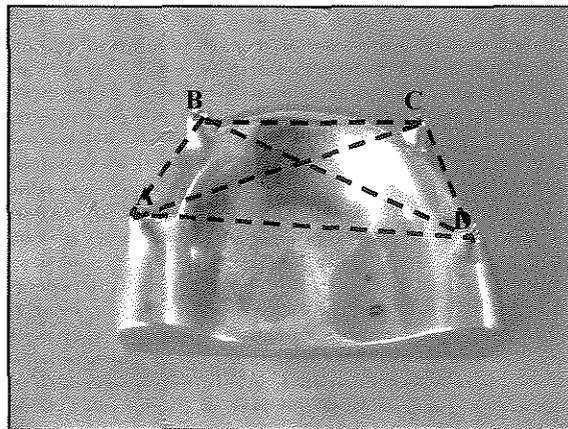


FIGURA 03 – Polígono irregular formado pela união das sobressaliências.

#### **4.2.3. Duplicação do modelo metálico**

Para duplicação do modelo metálico, foi utilizada uma silicona de adição para reprodução de modelos (REMA<sup>®</sup>-SIL, componente A e B, Dentauro - Germany). Em um aparelho Dosificador/Misturador Elétrico DG1 (Degussa S.A), a silicona foi dosificada e misturada a 23°C, respeitando o tempo de trabalho de 4 a

6 minutos, de acordo com o fabricante. Com a matriz metálica no interior de um anel de PVC, a silicona foi vertida até cobrir totalmente o modelo metálico. Após o período de polimerização do material, 30 minutos de acordo com o fabricante, o modelo metálico foi removido do interior do anel de PVC, e assim foi obtido o molde do modelo metálico (FIGURA 04).

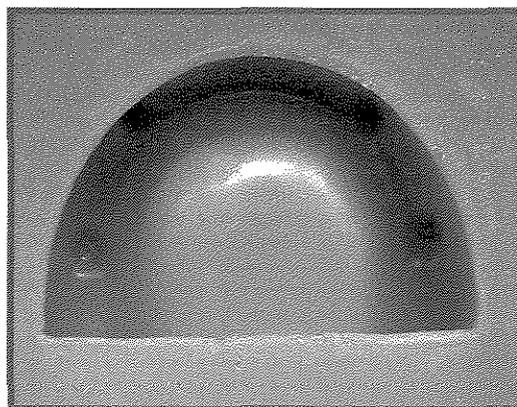


FIGURA 04 – Molde do modelo metálico em silicona.

Para o preenchimento do molde, foram proporcionados e misturados, 50 gramas de gesso tipo IV (Herostone, Vigodent S/A Indústria e Comércio) em balança de precisão (balança modelo 1001, Marte – balanças e aparelhos de precisão Ltda.), com 11ml de água, durante 1 minuto em espatulador à vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda.). O gesso foi vertido no interior do molde sob vibração, em vibrador elétrico, durante 2 minutos, e esperou-se 50 minutos para o tempo de cristalização do gesso. Após esse período o modelo foi retirado do molde de silicona, e assim obtido o modelo em gesso tipo IV (FIGURA 05). Para a comparação das variáveis do presente experimento, foi necessária a confecção de

10 modelos em gesso tipo IV, sendo 5 modelos para cada HR analisado. Todos os modelos foram confeccionados pelo primeiro operador, de acordo com a metodologia acima descrita, e distribuídos aleatoriamente para os respectivos grupos experimentais.

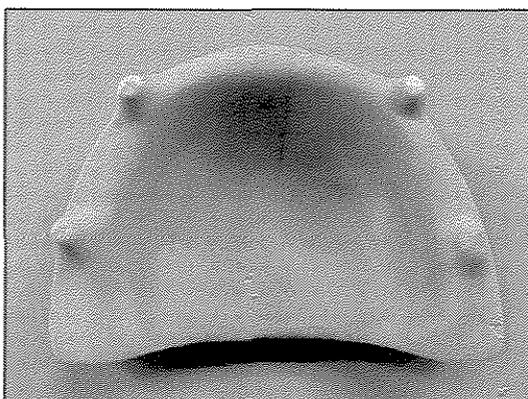


FIGURA 05 – Modelo em gesso especial.

#### **4.2.4. Aquecimento do HR e duplicação do modelo de gesso.**

Duas marcas comerciais de HRs foram utilizadas neste experimento: Duplicador VIPI® (Dental VIPI Ltda. Ind. Com. Imp. e Exp. de Produtos Odontológicos) e Duplicador K27® (Knebel Produtos Dentários Ltda.) (FIGURA 06).

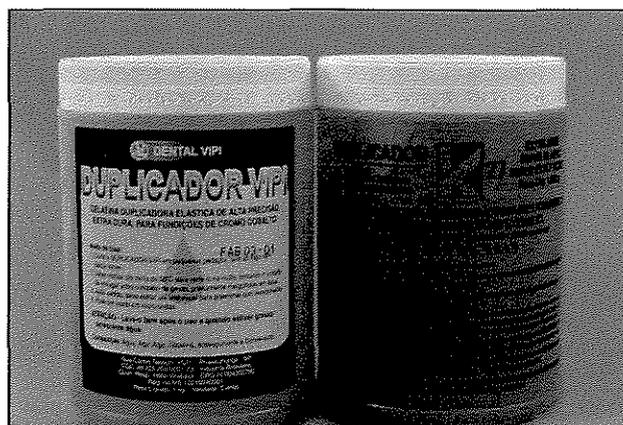


FIGURA 06 – Duplicadores analisados: VIPI e KNEBEL.

Inicialmente foram picados 2,0kg de cada HR em cortador de legumes, para que fossem obtidos fragmentos com tamanho médio de aproximadamente 0,5 x 0,5 x 0,5cm (FIGURAS 07 e 08).

Um forno de microondas doméstico (AW42 - Continental®) (FIGURA 09), com potência máxima de saída de 900W, no nível de 100%, foi utilizado para aquecer o HR, segundo as especificações descritas em seu manual. De acordo com os fabricantes dos HR, para aquecimento e homogeneização completa de 2,0kg de HR, foi necessário um ciclo de aquecimento de 8 minutos em potência máxima - 100% seguido de um ciclo de 08 minutos em potência de 50%.

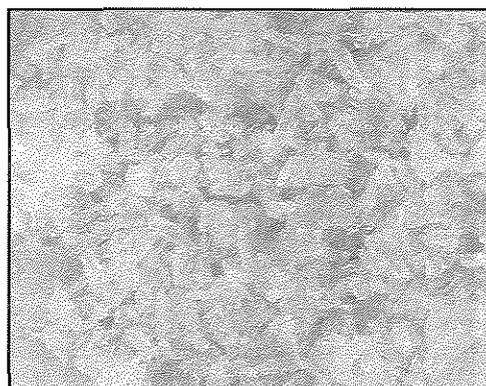
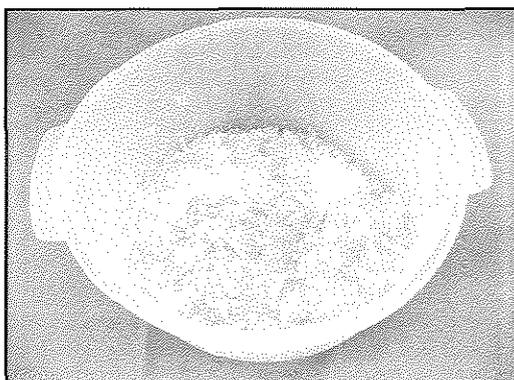


FIGURA 07 – HR picado em vasilha de plástico refratário. FIGURA 08 - HR picado em maior aumento (5X).

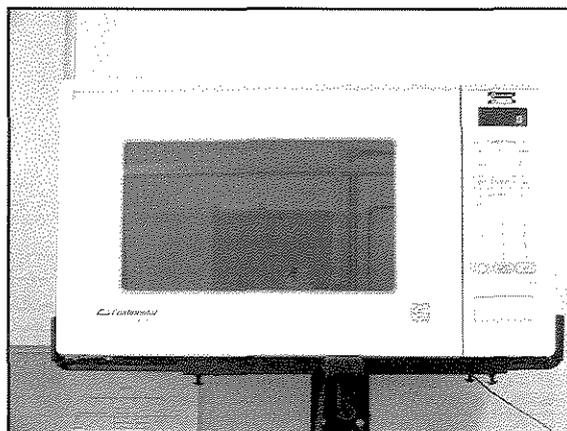


FIGURA 09 – Forno de microondas doméstico utilizado.

O HR picado foi colocado em uma vasilha de plástico refratário com tampa, afim de que durante seu aquecimento não houvesse perda de água para o meio (PHILLIPS & ITO, 1952; SOFOU *et al.*, 1998; SCHLEIER *et al.*, 2001) (FIGURA 10). Os ciclos de aquecimento preconizados pelos fabricantes foram seguidos, e após cada ciclo completo, a vasilha era aberta, e a água contida em sua tampa devolvida para o interior da vasilha (ARANA, 2000; ANUSAVICE, 1998a; CRAIG *et al.*, 1962; DUKE & RYGE, 1961) (FIGURA 11).

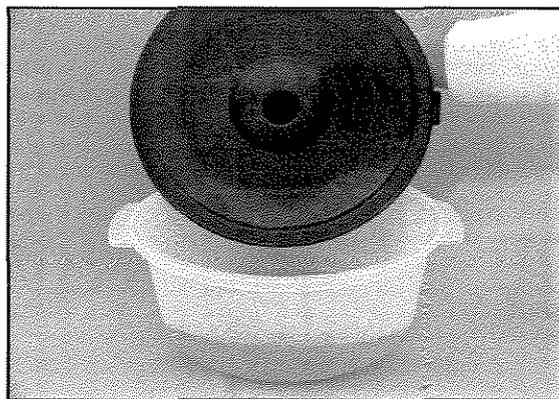
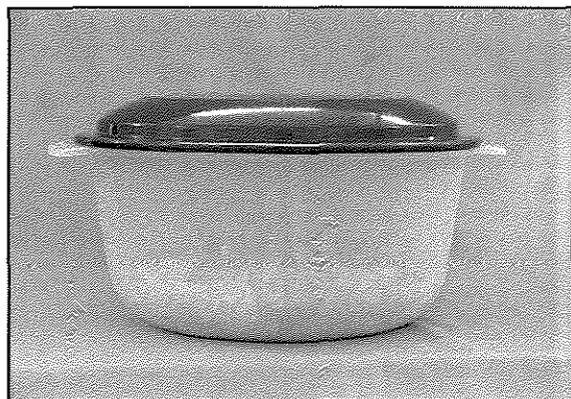


FIGURA 10 – Vasilha plástica tampada com HR em seu interior. FIGURA 11 - Água sendo vertida da tampa para o interior da vasilha plástica.

Devido ao aquecimento do HR ocorrer da periferia para o centro do material (FIGURA 12), foi necessário sua homogeneização com uma colher no intervalo entre os ciclos de aquecimento (CRAIG *et al.*; 1962; DUKE & RYGE, 1961; ARANA, 2000) (FIGURA 13). A temperatura de aquecimento do HR foi controlada com o auxílio de um termômetro, onde sua temperatura de fluidificação foi de aproximadamente 91°C (WILHELM, *et al.*, 1995).

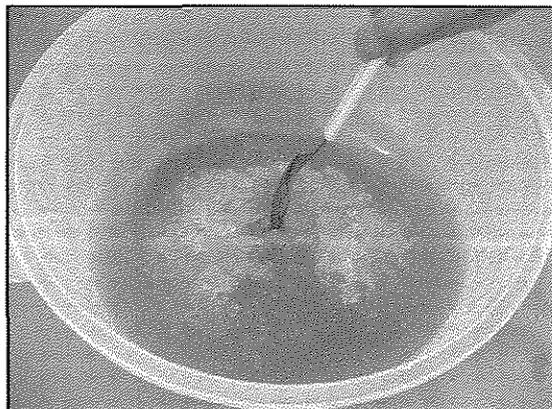
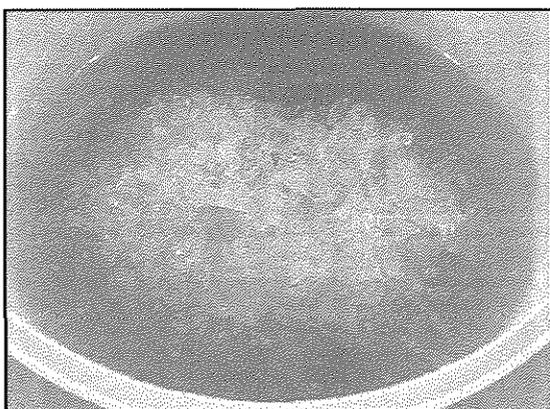


FIGURA 12 – Liquefação ocorrendo da periferia para o centro do HR. FIGURA 13 - Homogeneização do HR com uma colher.

Ao final dos ciclos, com o HR totalmente homogêneo, fluído, uniforme, sem a presença de grumos e bolhas, o mesmo foi deixado em uma bancada para que houvesse seu resfriamento até aproximadamente 57°C (WILHELM, *et al.*, 1995; GIANPAOLO, 1983; PIMENTEL *et al.*, 1975), para que pudesse assim ser vertido para o interior da mufla (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994) (FIGURAS 14 e 15).

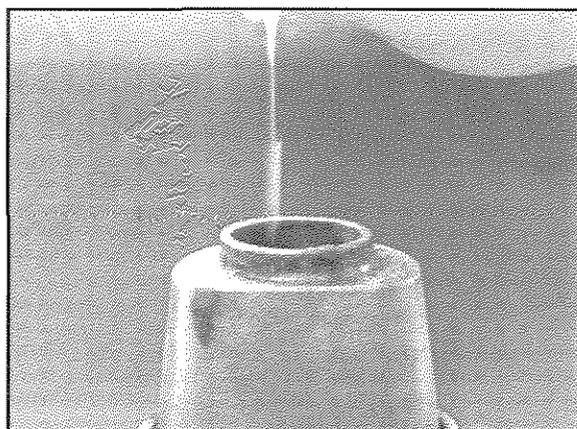
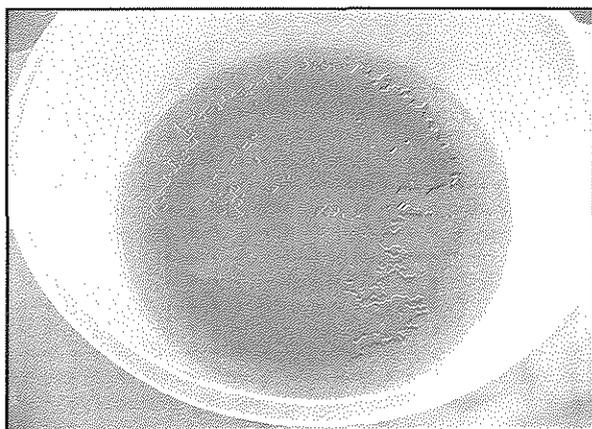


FIGURA 14 – HR totalmente liquefeito. FIGURA 15 - HR sendo vertido no interior do mufla.

Concomitantemente a estes procedimentos, cada modelo de gesso tipo IV, foi hidratado em água à temperatura de aproximadamente 37°C, durante 4 minutos, para assim evitar contração do HR ao entrar em contato com a superfície do modelo, diminuindo a possibilidade de distorções do molde (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994; GIANPAOLO, 1983; PEYTON & CRAIG, 1962). O modelo foi preenchido pelo revestimento até sua base, de modo a não apresentar alterações na altura do corpo do modelo, tanto no sentido antero-posterior quanto no sentido látero-lateral.

Após o preenchimento da mufla, a mesma ficou sobre uma bancada para que o seu resfriamento fosse lento e gradual (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994; TODESCAN, 1995a). Após o período de 60 minutos, preconizado pelos fabricantes, ocorreu a total geleificação do HR. As muflas foram abertas e a separação do modelo de gesso foi realizada, para a obtenção do molde em HR (FIGURA 16).

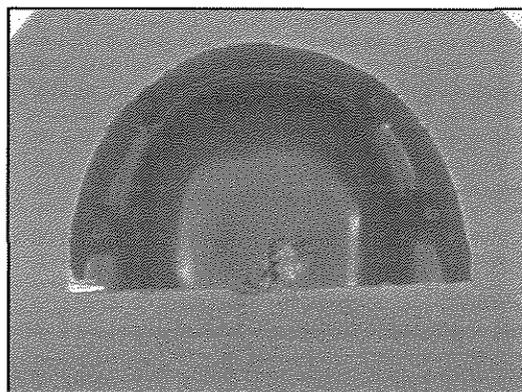


FIGURA 16 – Molde obtido em HR.

#### **4.2.5. Obtenção do modelo refratário, secagem e banho de cera.**

Todos os modelos refratários foram confeccionados pelo operador 1. Para a sua obtenção, foi utilizado o revestimento REFRADENT<sup>®</sup> (Knebel Produtos Dentários Ltda.) e o binder SILBOND<sup>®</sup> 28% (Knebel Produtos Dentários Ltda.) (FIGURA 17). De acordo com o fabricante, a proporção pó/líquido utilizado foi de 100 gramas de pó / para 20 ml de líquido. Este material foi espatulado durante 1 minuto em espatulador a vácuo (Polidental<sup>®</sup> Ind. e Com. Ltda.) e vertido no interior da mufla sob vibração média até sua cristalização inicial, ocorrida em aproximadamente 5 minutos (FIGURA 18). A base dos modelos foi regularizada segundo as bordas do molde, no sentido de obter modelos de revestimento com base plana e de altura similar, sem inclinações no sentido ântero-posterior, como látero-lateral.

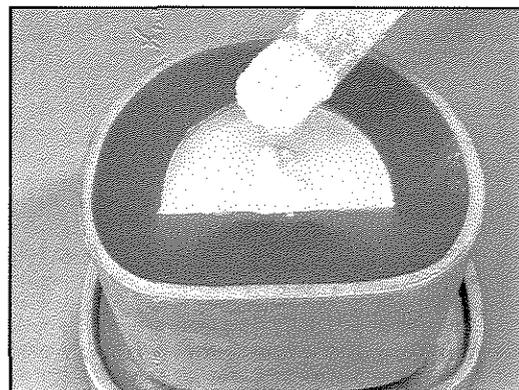
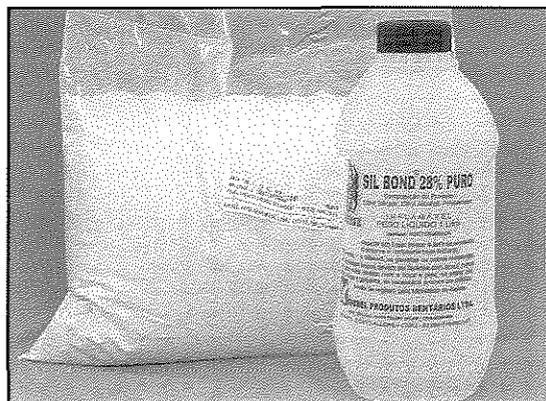


FIGURA 17– Revestimento e Binder utilizado (Knebel<sup>®</sup>). FIGURA 18 - Revestimento espatulado sendo vertido no interior do molde.

A mufla foi mantida sobre uma bancada em temperatura ambiente durante 60 minutos (TODESCAN, 1995a; CRAIG *et al.*, 1961; DOOTZ *et al.*, 1965) até atingir a cristalização completa do revestimento, para que o modelo refratário pudesse ser removido da mufla (FIGURA 19), e que fosse obtido o modelo em revestimento isento de fraturas (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994) (FIGURA 20).

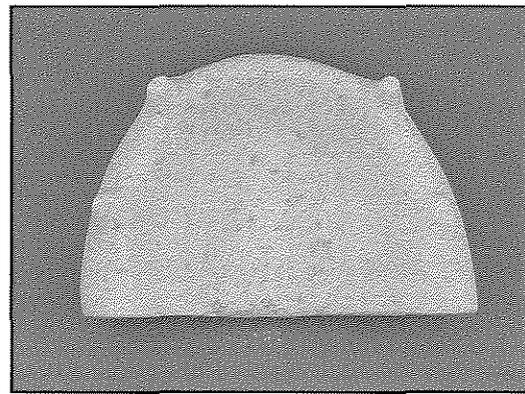
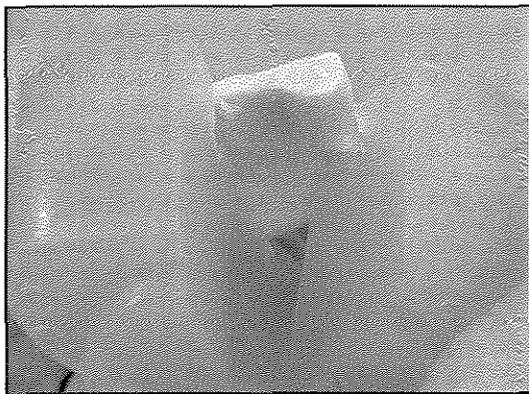


FIGURA 19 – Separação do modelo em revestimento do molde de HR. FIGURA 20 - Modelo obtido em revestimento.

O modelo de revestimento obtido foi colocado em uma chapa de ferro e levado sobre a chama de um fogão a gás a uma temperatura entre 180°C - 200°C (CRAIG *et al.*, 1961), durante aproximadamente 30 minutos, para que houvesse sua desidratação ( FIGURA 21). Aproximadamente 1kg de cera de carnaúba (Machado Comercial Ltda.) foi derretida até atingir a temperatura entre 140°C - 200°C, e o modelo, já desidratado, foi imerso na cera, para proporcionar um aumento da sua dureza e lisura superficial (TODESCAN, 1995a) (FIGURA 22).

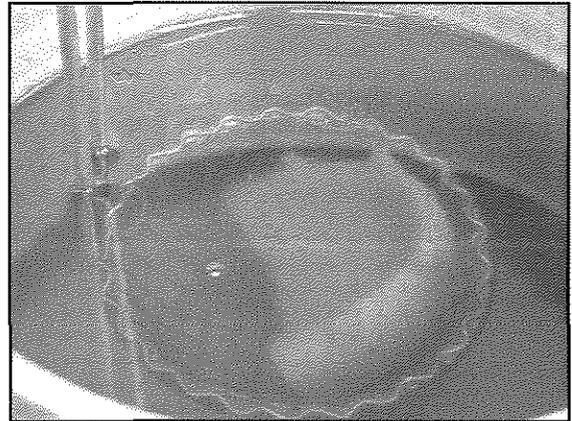
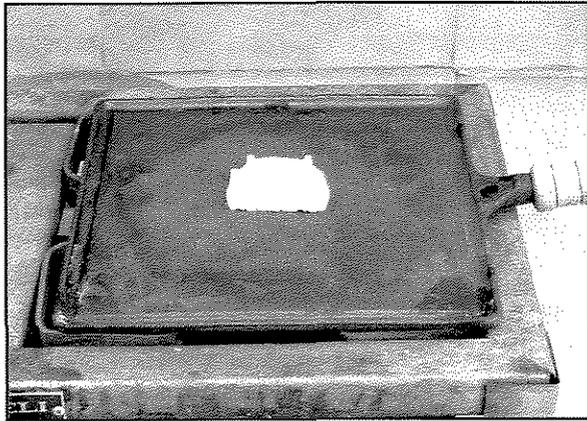


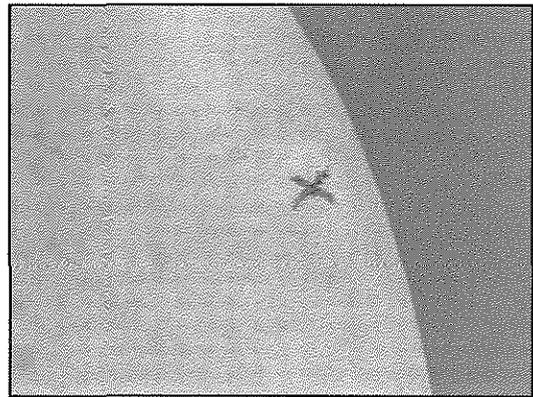
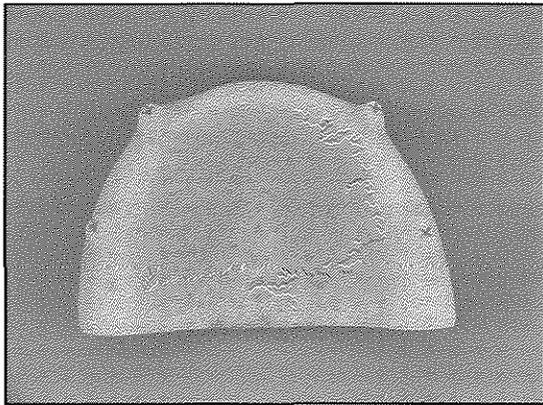
FIGURA 21– Desidratação do modelo em chapa de ferro. FIGURA 22 - Imersão do modelo em cera de carnaúba.

Para todas as refundições foi utilizado o mesmo HR, que após sua remoção do modelo refratário, era novamente lavado em água corrente, picado, refundido e obtido novos modelos refratários de acordo com a metodologia citada (CRAIG *et al.*, 1962).

Os procedimentos anteriormente descritos foram realizados sucessivamente, através dos seguidos ciclos de fluidificação-geleificação do HR, sendo somente avaliado os grupos de modelos refratários múltiplos de 5.

#### ***4.2.6. Demarcação dos pontos e mensuração no microscópio mensurador linear.***

Nos modelos refratários obtidos, os pontos a serem mensurados foram demarcados com grafite para melhor visualização no microscópio (FIGURAS 23 e 24).



FIGURAS 23 e 24 - Modelo em revestimento demarcado com grafite.

As leituras microscópicas entre os pontos determinados, gerando as distâncias AB, BC, CD, DA, e BD, foram realizadas por um segundo operador em um microscópio mensurador linear (Measuring Microscope STM – Olympus®) com precisão de 0,0005 mm e aumento de 30X (FIGURA 25). O modelo foi colocado centralmente sob o charrier do microscópio e obtido o foco, para que somente os eixos x e y fossem utilizados, eliminando o eixo z.

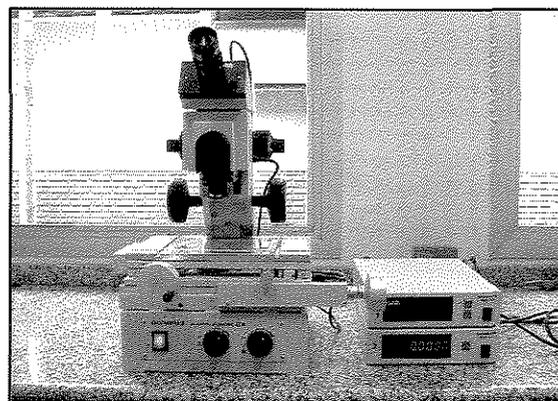


FIGURA 25– Microscópio mensurador.

O ponto de intersecção das linhas demarcadas com grafite no modelo refratário serviu de guia para as linhas de referência da objetiva do microscópio, pois o ponto de intersecção destas linhas deveria incidir sobre a intersecção das linhas no modelo refratário, determinando assim o local a ser mensurado. Em cada eixo de movimentação da mesa foi acoplado um medidor digital com precisão de 0,001mm, determinando a distância entre cada ponto. Para cada distância avaliada foram realizadas três mensurações, sendo utilizada a média aritmética destas para posterior análise dos resultados (GIANPAOLO, 1983). As mesmas mensurações foram realizadas nos modelos de gesso tipo IV, que serviram de controle para os demais grupos. Todas as mensurações foram realizadas pelo segundo operador.

#### ***4.2.6. Análise Estatística.***

As médias das distâncias analisadas foram submetidas à análise estatística, pelos testes de Análise de Variância, teste de Tukey e teste de Dunnet, ao nível de 5% de significância.

A Análise de Variância foi empregada para verificação da existência de interação entre marca comercial e número de ciclos de reutilização, e diferença estatística entre as marcas analisadas e as reutilizações.

Estando os resultados dentro de um esquema fatorial com um tratamento adicional (grupo controle) foi necessária a utilização do teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

para a análise estatística entre as reutilizações e a marca comercial e o teste de Dunnet ( $p < 0,05$ ) para a comparação do grupo controle.

Os valores analisados tiveram suas diferenças transformadas em porcentagens, e estas apresentaram comportamento estatístico igual aos valores iniciais obtidos.

## 5. RESULTADOS

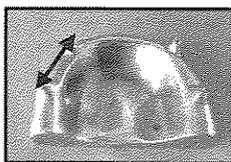
As médias e desvios padrões (mm) das distâncias analisadas, de acordo com o número de reutilizações e marca comercial, estão demonstrados na tabela 01. As alterações dimensionais (porcentagem) das distâncias em relação ao grupo controle estão demonstradas nas tabelas de 02 a 07, bem como nos gráficos de 01 a 06.

**TABELA 01** – Média e desvio padrão em milímetros das distâncias analisadas, de acordo com o número de ciclos de reutilizações e marca comercial.

CICLOS	AB		BC		CD	
	VIPI	KNEBEL	VIPI	KNEBEL	VIPI	KNEBEL
1	19,95 (0,11) A*	19,78 (0,80) A	35,77 (0,27) A	35,67 (0,10) A	21,55 (0,16) A	21,57 (0,12) A
5	19,91 (0,06) A*	20,05 (0,39) A	35,34 (0,21) A	35,29 (0,37) A	21,47 (0,18) A	21,37 (0,32) A
10	20,23 (0,15) A	20,14 (0,12) A	35,76 (0,14) A	35,73 (0,16) A	21,58 (0,19) A	21,43 (0,05) A
15	20,27 (0,13) A	20,15 (0,12) A	35,62 (0,12) A	35,58 (0,35) A	21,35 (0,12) A	21,50 (0,98) A
GESSO	20,15 (0,07)	20,15 (0,02)	35,47 (0,08)	35,56 (0,04)	21,59 (0,08)	21,50 (0,04)
CICLOS	AD		BD		AC	
	VIPI	KNEBEL	VIPI	KNEBEL	VIPI	KNEBEL
1	51,67 (0,16) A*	51,58 (0,12) A	47,72 (0,21) A*	47,60 (0,08) A	47,73 (0,22) A	47,70 (0,06) A
5	51,23 (0,03) A	51,127 (0,39) A	47,38 (0,07) A	47,19 (0,50) A	47,26 (0,23) A	47,31 (0,43) A
10	51,61 (0,24) A*	51,508 (0,14) A	47,66 (0,21) A	47,59 (0,08) A	47,85 (0,23) A	47,72 (0,21) A
15	51,55 (0,15) A*	51,359 (0,35) A	47,42 (0,12) A	47,50 (0,38) A	47,83 (0,21) A	47,66 (0,26) A
GESSO	51,28 (0,11)	51,279 (0,04)	47,44 (0,07)	47,44 (0,07)	47,53 (0,10)	47,55 (0,06)

Médias seguidas de letras distintas na horizontal diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Médias seguidas de \* diferem do modelo de gesso pelo teste de Dunnett ( $p < 0,05$ ).

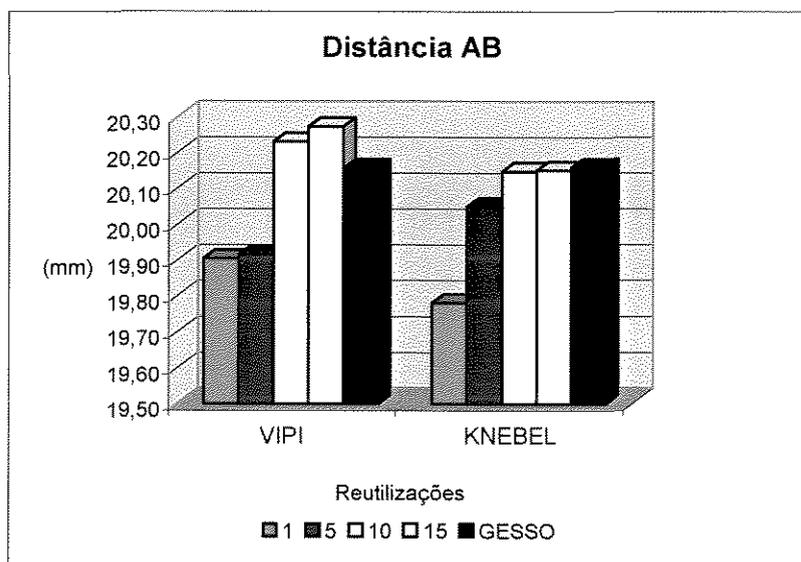
## 5.1. Distância AB



**TABELA 02** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância AB em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	-1,25	-1,87
05	-1,20	-0,54
10	0,37	-0,05
15	0,58	-0,04

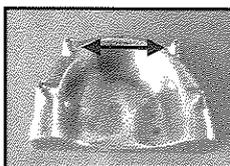
Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 01** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância AB apresentou valores diferentes estatisticamente no primeiro e quinto ciclo de utilização quando comparada ao grupo controle, sendo esta diferença observada somente na marca comercial VIPI®.

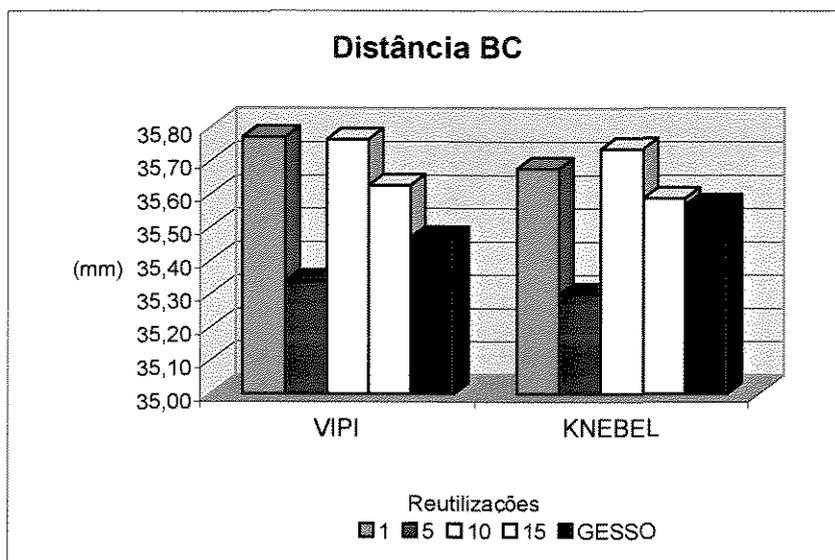
## 5.2. Distância BC



**TABELA 03** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância BC em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	0,85	0,31
05	-0,36	-0,75
10	0,83	0,48
15	0,44	0,06

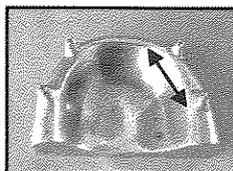
Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 02** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância BC não apresentou diferença estatística quando comparado os ciclos de reutilização e as marcas comerciais ao grupo controle.

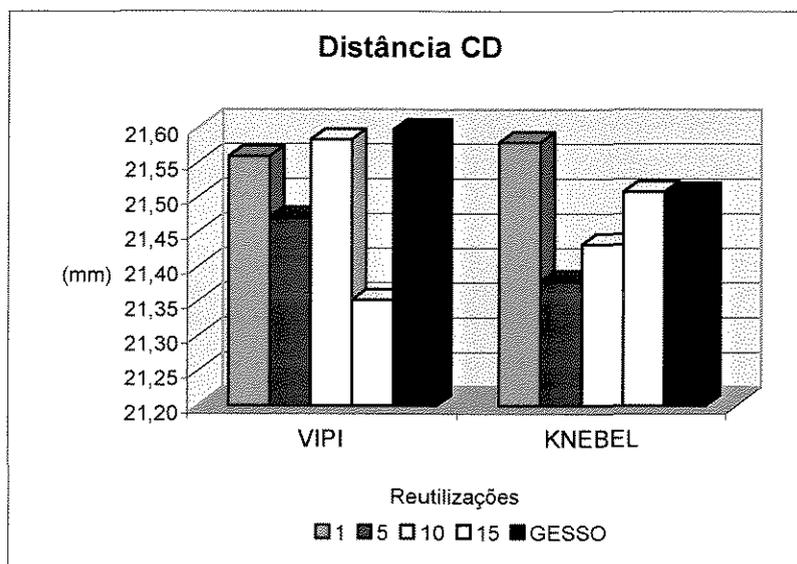
### 5.3. Distância CD



**TABELA 04** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância CD em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	-0,18	0,34
05	-0,58	-0,59
10	-0,06	-0,34
15	-1,13	0,01

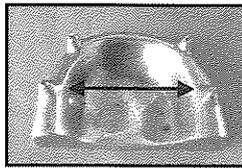
Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 03** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância CD não apresentou diferença estatística quando comparado os ciclos de reutilização e as marcas comerciais.

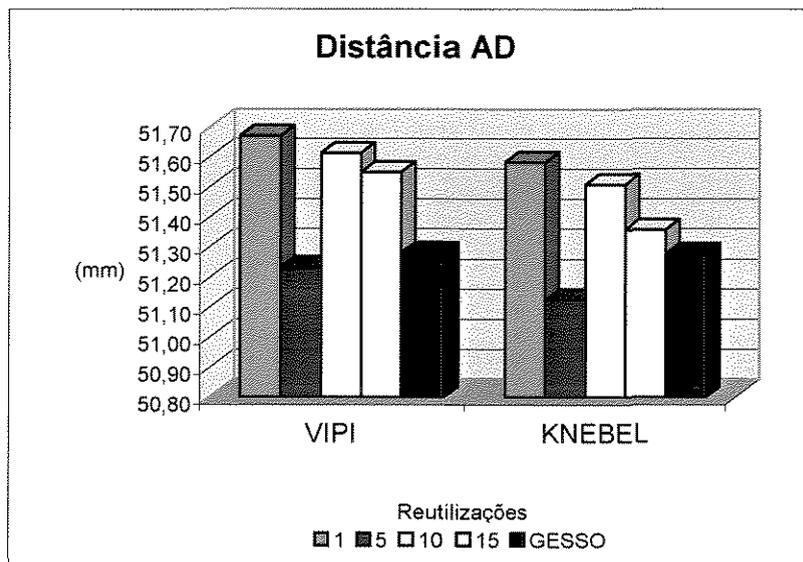
## 5.4. Distância AD



**TABELA 05** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância AD em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	0,76	0,59
05	-0,10	-0,30
10	0,65	0,45
15	0,52	0,16

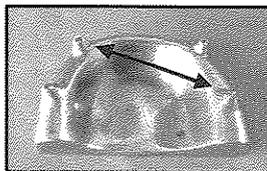
Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 04** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância AD apresentou valores diferentes estatisticamente no primeiro, décimo e décimo quinto ciclo de utilização quando comparada ao grupo controle, sendo esta diferença observada somente na marca comercial VIPI®.

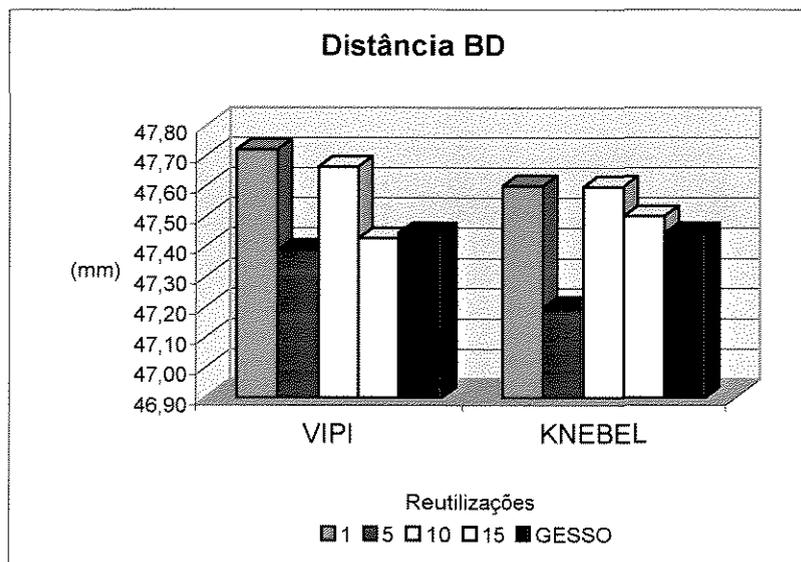
## 5.5. Distância BD



**TABELA 06** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância BD em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	0,58	0,33
05	-0,12	-0,52
10	0,46	0,32
15	-0,04	0,12

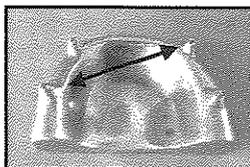
Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 05** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância BD apresentou valores diferentes estatisticamente no primeiro ciclo de utilização quando comparada ao grupo controle, sendo esta diferença observada somente na marca comercial VIPI®.

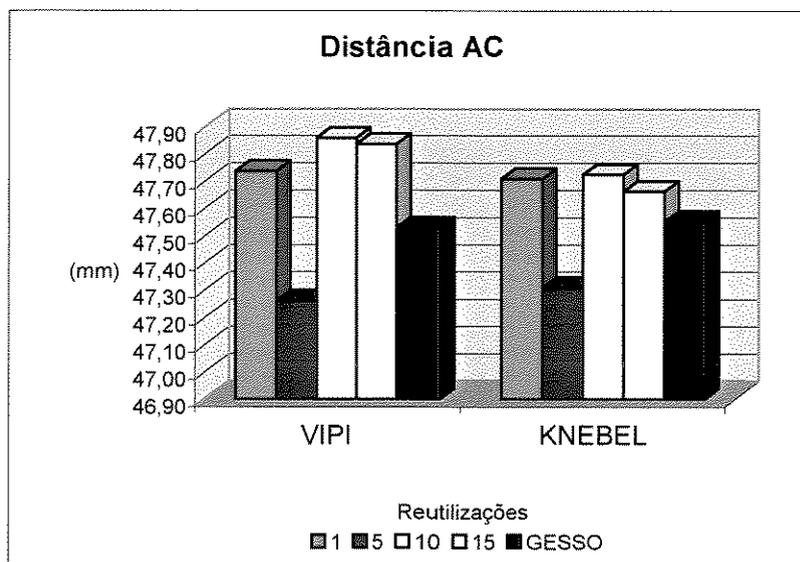
## 5.6. Distância AC



**TABELA 07** – Alteração dimensional linear em porcentagem da distância AC em comparação ao modelo de gesso.

Reutilizações	VIPI	KNEBEL
01	0,44	0,33
05	-0,56	-0,51
10	0,69	0,36
15	0,64	0,23

Valores negativos apresentam dimensões menores que as do gesso.



**GRÁFICO 06** – Valores médios (mm) das alterações lineares e do modelo de gesso de acordo com o número de reutilizações e marca comercial.

A distância AC não apresentou diferença estatística quando comparado os ciclos de reutilização e as marcas comerciais ao grupo controle.

## 6. DISCUSSÃO

A diversidade de situações clínicas encontradas na prática odontológica mostra-nos uma realidade, na qual a prótese parcial removível possui um papel primordial. Porém os profissionais envolvidos em sua indicação e confecção devem estar atentos, no intuito de minimizarem erros clínicos e laboratoriais (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1994; TODESCAN, 1996b). Uma das fases críticas durante a confecção da PPR, é a etapa de duplicação do modelo de trabalho, sendo o HR, o material de escolha para este processo, entretanto, as seguidas reutilizações do HR podem alterar suas propriedades e comprometer a estabilidade dimensional do molde obtido a partir do modelo de trabalho. (PHILLIPS & ITO, 1952; WHILHEM *et. al.* 1995, PEYTON & CRAIG, 1962, WILLIAMS & HARTMAN, 1984).

Sabendo-se que estas reutilizações são práticas rotineiras dos laboratórios protéticos, este trabalho, investigou a alteração linear apresentada por modelos refratários à base de sílica, através de 15 ciclos sucessivos de fluidificação-geleificação.

Os resultados obtidos neste experimento não evidenciaram diferença estatística entre marcas comerciais e número de reutilizações do HR, (ANOVA;  $p > 0,05$ ).

Porém os resultados evidenciaram alterações lineares significativas ( $p < 0,05$ ) nos valores obtidos pela marca comercial VIPI<sup>®</sup>, quando comparadas as distâncias dos modelos refratários e dos modelos de gesso (grupo controle)

TABELA 01, para as medidas lineares da 1ª fluidificação e 5ª reutilização de AB; 1ª fluidificação, 10ª e 15ª reutilizações de AD; e 1ª fluidificação de BD. O mesmo foi observado para as porcentagens referentes a estas alterações (TABELAS 02, 05 e 06), sendo que em algumas distâncias estes valores percentuais foram negativos, representando contração da distância analisada, quando comparada à mesma distância no modelo de gesso.

Analisando a composição do HR, para um melhor entendimento das alterações que nele podem ocorrer, temos que o ágar é um polímero linear do grupo éster sulfúrico da galactose e um colóide hidrofílico, e está presente na concentração de 8 a 15%, dependendo das características desejadas do material, quanto às suas propriedades. O ingrediente principal por peso é a água (mais de 80%) (ANUSAVICE, 1998a; CRAIG & PEYTON, 1960). A mudança do estado sol para gel ocorre pela ligação das partículas coloidais, formando as fibrilas. Estas se tornam emaranhados moleculares maiores, com os espaços entre as fibrilas preenchidos por água (WARTELL, 1984). No presente experimento, o HR VIPI® apresentou comportamento diferente em relação ao HR KNEBEL®. Provavelmente, as composições dos materiais investigados são diferentes quanto às suas respectivas proporções de cada componente químico que as constituem. Estas proporções relativas normalmente não são fornecidas pelo fabricante, mas pode em função de quantidade e qualidade das fibrilas formadas, admitirem maior ou menor contração dimensional (WARTELL, 1984). Contudo, sabendo da importância da água na composição do HR, a sua manutenção durante o processo de duplicação é fundamental, para que não ocorram alterações dimensionais por

sinérise, embebição ou evaporação (ANUSAVICE, 1998a). Neste caso o uso de recipiente fechado, durante a fluidificação do HR, deve ser sempre preconizado (TODESCAN *et. al.*, 1995a; ARANA,2000), para que o mínimo de água seja eliminado, e com isso alterações no HR sejam minimizadas. Como foi realizado neste trabalho, o aquecimento do HR era em forno de MO, em um recipiente fechado (ARANA, 2000). Durante o tempo de aquecimento, ao abrir o recipiente, toda a água contida na tampa era vertida para o interior do recipiente, para que houvesse uma manutenção do conteúdo de água do HR, concordando deste modo com ARANA (2000); SOFOU *et. al.* (1998) e CRAIG *et. al.* (1962).

Mesmo diante de tais observações quanto à manutenção da água na composição do HR e todos os cuidados dispensados durante seu manuseio, ao abrir a tampa para a homogeneização do HR, uma pequena quantidade de vapor de água foi liberada para o meio. Com o decorrer do experimento, pode-se observar em ambas as marcas comerciais investigadas, que após a 15<sup>a</sup> refundição o HR tornou-se inadequado, apresentando perda aparente de sua viscosidade e impossibilitando a obtenção de novos modelos refratários, inviabilizando novas reutilizações do HR, possivelmente em decorrência da perda de água para o meio (FIGURA 26).



FIGURA 26 – HR distorcido após 15<sup>a</sup> reutilização.

Mesmo assim, no presente experimento, não foi necessário acrescentar água durante as reutilizações como sugerem DUKE & RYGE (1961), SCARANELLO *et. al.* (1973) e PIMENTEL *et. al.* (1975). De acordo com WILHELM, *et. al.* (1995), que também utilizou o forno de MO para fluidificação do HR, nenhuma alteração dimensional linear foi observada nesta técnica, já que a perda de água se faz presente em qualquer que seja o método de aquecimento utilizado. Porém, a minimização desta perda poderá diminuir as distorções apresentadas, no que concordamos com SOFOU *et. al.*, (1998) e CRAIG *et. al.* 1962, ao afirmarem que devemos prevenir a perda de água para preservar a integridade do material.

Ainda, segundo autores como ANUSAVICE (1998a), e WARTELL (1984), a deterioração do material ocorre em função das características das substâncias coloidais, como é o caso do HR. Este tipo de material possui 2 fases: a dispersa e a dispersora, mas que em função de uma atração química, se fundem, formando uma fase única. Na fase gel, a fase dispersa se aglomera, formando cadeias ou fibrilas, chamadas de micelas. As fibrilas podem se ramificar e se emaranhar, formando uma estrutura tipo escova. O meio dispersor é aprisionado entre as fibrilas por atração capilar ou adesiva, sendo esta atração muito fraca, rompendo-se com o aumento de temperatura. Deste modo, a perda de água altera a rede de micelas, levando a uma alteração de sua composição estrutural, causando um envelhecimento do material e degradando suas

propriedades visco-elásticas (CRAIG *et. al.* 1962; WARTELL, 1984; PEYTON & CRAIG, 1962).

Estas alterações ocorreram provavelmente em função de um início do envelhecimento do material, o que possivelmente induziu uma contração unidirecional (GOODALL & LEWIS, 1977), e também da diminuição da resistência à compressão do material duplicador, diminuído em função de sucessivos ciclos de fluidificação-geleificação (DOOTZ *et. al.*, 1965).

Fluidificar o HR em recipiente aberto e mantê-lo armazenado em estado sol podem ser métodos mais rápidos, e talvez por isso mais utilizados em laboratórios protéticos (WILHELM, *et. al.*, 1995). Porém estes métodos podem causar uma deterioração mais rápida na sua composição do HR, constituída de cerca de 88% de água.

Fatores como controle da umidade relativa do ar e da temperatura ambiente são comumente relatados na literatura (PHILLIPS & ITO, 1952; CRAIG *et. al.*, 1961; ANUSAVICE, 1998a; SOFOU *et. al.*, 1998; SCHLEIER *et. al.* 2001), porém, simulando uma situação real de um laboratório de prótese, tais fatores comumente não são observados. Este trabalho foi realizado em condições que simulavam um laboratório protético convencional controlando somente a temperatura ambiente, em torno de 27°C. Isto pode ter contribuído também para que uma certa taxa de sinérise do HR tenha ocorrido durante seu período de geleificação, resultando em contração do molde (ANUSAVICE, 1998a), o que deste modo, pode ter gerado a contração da distância AB na 1ª fluidificação e 5ª reutilização, quando comparado ao modelo de gesso. Por outro lado, o molde foi

imediatamente preenchido pelo revestimento, a fim de minimizar maiores distorções, do que as já obtidas (ANUSAVICE, 1998a, SOFOU *et. al.*, 1998).

Concordamos deste modo com LYON & ANDERSON (1972); ANUSAVICE (1998a), que o HR deve ser aquecido imediatamente antes de seu uso, a fim de evitar o seu envelhecimento precoce e conseqüente alterações nas propriedades dos mesmos. Neste experimento, após sua reutilização, o HR era geleificado à temperatura ambiente, para depois ser refundido novamente.

Outro ponto de importância para a análise dos resultados é a compatibilidade do material duplicador com o revestimento utilizado, pois este influi diretamente na compensação adequada necessária para a contração do metal (GIANPAOLO, 1983). Dentre os tipos de revestimentos, o mais compatível com materiais duplicadores à base de ágar é o revestimento à base de sílica (CRAIG & PEYTON, 1962), devido às suas baixas contrações de presa, que giram em torno de 0,3 a 0,4% (O'BRIEN & RYGE, 1981). Estes valores contrastam com os apresentados por EARNSHAW (1958), os quais devem ser em torno de 2,25% para que haja uma total compensação de contração da liga de cromo-cobalto, que é em torno de 2,2%.

As alterações dimensionais observadas evidenciam um comportamento aleatório das mesmas nas diferentes distâncias analisadas. Os resultados obtidos nas distâncias AD (1ª fluidificação, 10ª e 15ª reutilizações) e BD (1ª fluidificação), mostraram que houve uma alteração dimensional linear dos modelos refratários, promovendo expansão porcentual em torno de 0,52% - 0,76%. Valores em torno de 1% são aceitáveis, para que não haja

comprometimento clínico (RANTANEN & EERIKÄINEN, 1986). A expansão observada se deve à expansão térmica do revestimento, porém mesmo apresentando diferenças estatísticas, estes valores estão dentro dos valores considerados aceitáveis. Os valores da distância AB (1ª e 5ª reutilizações) apresentaram contração em torno de 1,25%, isto pode ser explicado pelo processo de sinérese, como descrito anteriormente (ANUSAVICE, 1998a), ou por uma alteração do molde durante a retirada do modelo de gesso, produzindo um modelo refratário alterado (McGIVNEY & CASTLEBERRY, 1996). Ainda pode ter havido uma liberação de tensões durante o endurecimento da massa de HR, e com isto, uma conseqüente alteração do molde de HR.

Devemos levar em consideração que, mesmo havendo alteração ao nível de 0,05%, ocorreu baixa variabilidade das amostras, de acordo com o desvio padrão e o coeficiente de variação (ANEXOS). Isto faz com que pequenas variações sejam significativamente diferentes, porém, em termos clínicos estes valores se tornam desprezíveis, de acordo com RANTANEN & EERIKÄINEN (1986); GIANPAOLO *et. al.* (1983) e ARANA (2000).

Assim sendo, verificou-se que mesmo após 15 ciclos de reutilizações de ambas as marcas comerciais de HR, os mesmos produziram modelos refratários alterações lineares aceitáveis, sendo indicada sua reutilização até o 15º ciclo, sob as mesmas condições estabelecidas neste experimento.

## 7. CONCLUSÃO

- em relação ao grupo controle, ocorreram alterações lineares dos modelos de revestimentos obtidos com moldes de HR VIPI® nas distâncias: AB (1a fluidificação e 5a reutilização), AD (1a fluidificação, 5a e 10a reutilizações) e BD (1a fluidificação).
- ambas as marcas comerciais de HR analisadas produzem modelos de revestimento com alterações lineares aceitáveis até 15 ciclos de reutilizações, não sendo observada diferença significativa entre ambas.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

ANUSAVICE, K. J. Materiais elásticos para moldagem: Hidrocolóides Reversíveis. *In*: ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários de Phillips**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998a. cap.7, p.67-81.

ANUSAVICE, K. J. Revestimentos para fundições pequenas. *In*: ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários de Phillips**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998b. cap.22, p.277-87.

ARANA, A.R.S. **Influência da reutilização do hidrocolóide reversível na alteração dimensional linear de modelos de revestimentos utilizados no processo de fundição de próteses parciais removíveis**. Piracicaba, 2000. p. 08. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica - Área de Prótese) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CRAIG, R.G. *et al*. Dimensional changes in duplicated investments casts. **Dent Progress**, Chicago, v.2, n.1, p.35-45, 1961a.

CRAIG, R.G.; GEHERING, P.E.; PEYTON, F.A. Aging characteristics of elastic duplicating compounds. **J Dent Res**, Washintgton, v.41, n.1, p.196-206, Jan./Feb.1962b.

CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Physical properties of elastic duplicating materials. **J Dent Res**, Washington, v.39, p.391-404, 1960.

DOOTZ, C.D.T.; CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Influence of investments and duplicating procedures on the accuracy of partial denture castings. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.15, n.4, p.679-690, July/Aug. 1965a.

DOOTZ, E.R. *et al*. Aqueous acrylamide gel duplicating material. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.17, p.570-77, 1967b.

\*De acordo com a NBR-6023, de agosto de 2000 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)

DUKE, B.R.; RYGE, G. A summary of the properties of duplicating and impression materials as influenced by extended storage and repeated heating-gelation cycles. **Dent Progress**, Chicago, v.1, n.2, p.88-94, Jan. 1961.

EARNSHAW, R. The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. **Aust Dent J**, Sydney, v.3, n.3, p.159-170, June 1958.

EERIKÄINEN, E.; RANTANEM, T. Inaccuracies and defects in frameworks for removable partial denture. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.13, n.4, p.347-53, July 1986.

FINE, T.D. *et al.* A method for using reversible hydrocolloid at high altitudes. **J Prosth Dent**, St. Louis, v.38, n.3, p.294-300, Sept. 1977.

GIANPAOLO, E.T. **Precisão de reprodução dimensional linear de moldes e modelos. Influência de materiais duplicadores e revestimentos.** Araraquara, 1983. p. 67. Tese (Mestrado em Prótese) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.

GOODALL, T.G.; LEWIS, A.J. A study of duplication variables related to partial denture casting. **Aust Dent J**, Sydney, v.21, p.221-6, 1976.

HOLLENBACK, G.M. The dimensional accuracy of agar duplicating compounds. Part I. **J Calif Dent Assoc**, Sacramento, v.40, p.100-1, 1964.

LEWIS, A.J.; GOODALL, T.G. Duplication variables related to partial denture castings. 1. The duplicating flask. **Aust Dent J**, Sydney, v.22, p.478-80, 1977.

LYON, F.F.; ANDERSON, J.N. Some agar duplicating materials: an evaluation of their properties. **Br Dent J**, London, v.132, n.4, p.15-9, Jan. 1972.

MARGETIS, P.M.; HANSEN, W.C. Changes in agar-agar type duplicating material and agar-agar on heating and storage. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.54, p.737-45, 1957.

McGIVNEY, G.P.;CASTLEBERRY, D.J. Procedimentos de laboratório. *In*: McGIVNEY, G.P.; CASTLEBERRY, D.J. **Prótese Parcial Removível de McCracken**. São Paulo. Artes Médicas, 1994. cap.17, p.239-244.

NAKAZATO, M.; FUSAYAMA,T. Accuracy of indirect stone models made from reversible hydrocolloid impressions. **Bull Tokyo Med Dent Univ**, Tokyo, v.18, p.51-67, 1971.

NEMETZ, H; TJAN, A.H. Reversible hydrocolloid: the standards of excellence. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.60, n.3, p.267-70, Mar. 1988.

O'BRIEN, W.J.; RYGE, G. Revestimentos para fundições a altas temperaturas. *In*: O'BRIEN, W.J.; RYGE, G. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro, 1981. cap. 24, p. 259.

PEYTON, F.A.; CRAIG, R.G. Compatibily of duplicating compounds and casting investiments. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.2, n.18, p.1111-24, Nov./Dec. 1962.

PHILLIPS, R.; ITO, B.Y. Factors affeting the surface of stone die pored in hydrocolloid impression. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.2, n.3, p.390-400, May 1952.

PIMENTEL, F. *et al*. Reutilização de duplicadores de fabricação nacional. Efeito sobre a estabilidade dimensional. **Rev Fac Odontol Araçatuba**, Araçatuba, v.4, p.251-7, 1975.

RANTANEN, T.; EERIKÄINEN, E. Accuracy of the palatal plate of removable partial dentures and influence of laboratory handling of the investment on the accuracy. **Dent Mater**, Oxford, v.2, p.28-31, 1986.

SCARANELO, R.M. *et al*. Reprodução dos pormenores por duplicadores nacionais sob a ação de sucessivos ciclos de fluidificação-geleificação. **Rev Fac Odontol Araçatuba**, Araçatuba, v.2, p.209-12, 1973.

SCHLEIER, P.E. *et al.* The effect of storage time on the accuracy and dimensional stability of reversible hydrocolloid impression material. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.86, p. 244 – 50, Sept. 2001.

SEARS, A. W. Hydrocolloid impression technique for inlays and fixed bridges. **Dent Digest**, Monthly, v.43, p.230-34, 1937.

SHANLEY, J.J. *et al.* A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.45, n.1, p.18-23, Jan. 1981.

SOFUO, A. *et al.* Weight and dimensional linear changes of reversible hydrocolloid duplicating materials: effect on storage and re-use. **Eur J Prosthodont Rest Dent**, Larkfield, v.6, n.2, p.79-84, June 1998.

Specification nº. 20 for dental duplicating materials. In American Dental Association: Certification program for Dental Materials. **J Am Dent Assoc**, Chicago, p.1-6, 1967.

TODESCAN, R. *et al.* Sequência das fases laboratoriais referentes à construção da armação metálica da prótese parcial removível. *In*: TODESCAN, R. *et al.* **Prótese parcial removível manual de aulas práticas**. São Paulo: Santos, 1995a. cap.6, p.89-97.

TODESCAN, R.; SILVA, E.B.; SILVA, O.J. Conceito, Indicações e Contra-Indicações. *In*: TODESCAN, R.; SILVA, E.B.; SILVA, O.J. **Atlas de Prótese Parcial Removível**. São Paulo: Santos, 1996b, cap. 1, p. 1-9.

TODESCAN, R.; SILVA, E.B.; SILVA, O.J. Fracassos em Prótese Parcial Removível. *In*: TODESCAN, R.; SILVA, E.B.; SILVA, O.J. **Atlas de Prótese Parcial Removível**. São Paulo: Santos, 1996c, cap. 2, p. 11-24.

WANTANABE, A.; JORGENSEN, K.D. Thermal expansion of dental casting alloys and phosphate bonded investments. **Dent Mater**, Oxford, v.5, n.1, p.21-25, 1986.

WARTELL, R.L. Using reversible hydrocolloid impression materials. **Compend Contin Educ Dent**, Jamesburg, v.5, n.3, p.229-38, Mar. 1984.

WILHEM, M.W. *et al.* A comparison of the three methods for preparing reversible hydrocolloid duplicating material. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.74, n.6, p.557-62, Dec. 1995.

WILLIAMS, E.O.; HARTMAN, G.E. Compatibility of reversible hydrocolloid duplicating materials and dental stones. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.52, n.5, p.699-703, Nov. 1984.

## 9. ANEXOS

### 9.1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 8

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
marca	2	1 2
tempo	4	1 5 10 15

Number of observations 40

Dependent Variables With  
Equivalent Missing Value Patterns

Pattern	Dependent Obs	Variables
1	39	V1 V4
2	38	V2 V3 V6
3	40	V5

NOTE: Variables in each group are consistent with respect to the presence or absence of missing values.

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 9

The GLM Procedure

Dependent Variable: V1

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	1.03189245	0.14741321	1.29	0.2885
Error		31	3.54750752	0.11443573	
Corrected Total		38	4.57939997		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V1 Mean
0.225334	1.686937	0.338284	20.05312

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.01629498	0.01629498	0.14	0.7085
tempo	3	0.90197216	0.30065739	2.63	0.0678
marca*tempo	3	0.11362531	0.03787510	0.33	0.8030

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.02307501	0.02307501	0.20	0.6565

tempo	3	0.90516951	0.30172317	2.64	0.0671
marca*tempo	3	0.11362531	0.03787510	0.33	0.8030

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 10

The GLM Procedure

Dependent Variable: V4

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	1.30477626	0.18639661	3.43	0.0078
Error	31	1.68333869	0.05430125		
Corrected Total		38	2.98811495		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V4 Mean
0.436655	0.452899	0.233026	51.45214

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.13543989	0.13543989	2.49	0.1244
tempo	3	1.15309769	0.38436590	7.08	0.0009
marca*tempo	3	0.01623868	0.00541289	0.10	0.9596

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.14666967	0.14666967	2.70	0.1104
tempo	3	1.15021779	0.38340593	7.06	0.0009
marca*tempo	3	0.01623868	0.00541289	0.10	0.9596

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 11

The GLM Procedure

Level of marca	Level of tempo	N	Mean	Std Dev	Mean	Std
			-----V1-----		-----V4-----	
			Mean	Dev		
1	1	5	19.9058800	0.11860831	51.6714000	
			0.16852438			
1	5	5	19.9166600	0.06226113	51.2341400	
			0.03639255			
1	10	4	20.2318250	0.15497865	51.6143000	
			0.24740882			
1	15	5	20.2735600	0.13013556	51.5509000	
			0.15032437			
2	1	5	19.7825200	0.80728813	51.5838600	
			0.12934399			
2	5	5	20.0506400	0.39037438	51.1274400	
			0.39667961			
2	10	5	20.1485800	0.12412764	51.5082800	
			0.14059791			
2	15	5	20.1510600	0.12028921	51.3592200	
			0.35881984			

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 12

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for V1

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate.

Alpha 0.05

Error Degrees of Freedom 31  
 Error Mean Square 0.114436  
 Critical Value of Studentized Range 3.83828

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

tempo Comparison		Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits	
15	- 10	0.0267	-0.3951	0.4486
15	- 5	0.2287	-0.1819	0.6393
15	- 1	0.3681	-0.0425	0.7787
10	- 15	-0.0267	-0.4486	0.3951
10	- 5	0.2019	-0.2199	0.6238
10	- 1	0.3414	-0.0805	0.7632
5	- 15	-0.2287	-0.6393	0.1819
5	- 10	-0.2019	-0.6238	0.2199
5	- 1	0.1395	-0.2711	0.5500
1	- 15	-0.3681	-0.7787	0.0425
1	- 10	-0.3414	-0.7632	0.0805
1	- 5	-0.1395	-0.5500	0.2711

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 13

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for V4

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 31  
 Error Mean Square 0.054301  
 Critical Value of Studentized Range 3.83828

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

tempo Comparison		Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits	
1	- 10	0.0722	-0.2184	0.3628
1	- 15	0.1726	-0.1103	0.4554
1	- 5	0.4468	0.1640	0.7297 ***
10	- 1	-0.0722	-0.3628	0.2184
10	- 15	0.1003	-0.1903	0.3909
10	- 5	0.3746	0.0840	0.6652 ***
15	- 1	-0.1726	-0.4554	0.1103
15	- 10	-0.1003	-0.3909	0.1903
15	- 5	0.2743	-0.0086	0.5571
5	- 1	-0.4468	-0.7297	-0.1640 ***
5	- 10	-0.3746	-0.6652	-0.0840 ***
5	- 15	-0.2743	-0.5571	0.0086

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 14

The GLM Procedure

Dependent Variable: V2

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	1.16392386	0.16627484	2.72	0.0261
Error	30	1.83411771	0.06113726		

Corrected Total 37 2.99804157

R-Square Coeff Var Root MSE V2 Mean  
0.388228 0.694657 0.247259 35.59445

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.02330213	0.02330213	0.38	0.5416
tempo	3	1.13466683	0.37822228	6.19	0.0021
marca*tempo	3	0.00595491	0.00198497	0.03	0.9920

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.02486792	0.02486792	0.41	0.5285
tempo	3	1.12064014	0.37354671	6.11	0.0023
marca*tempo	3	0.00595491	0.00198497	0.03	0.9920

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 15

The GLM Procedure

Dependent Variable: V3

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	0.26122982	0.03731855	1.17	0.3465
Error	30	0.95329446	0.03177648		

Corrected Total 37 1.21452427

R-Square Coeff Var Root MSE V3 Mean  
0.215088 0.829950 0.178260 21.47836

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.00291638	0.00291638	0.09	0.7640
tempo	3	0.12670455	0.04223485	1.33	0.2833
marca*tempo	3	0.13160889	0.04386963	1.38	0.2677

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.00267499	0.00267499	0.08	0.7737
tempo	3	0.13236958	0.04412319	1.39	0.2654
marca*tempo	3	0.13160889	0.04386963	1.38	0.2677

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 16

The GLM Procedure

Dependent Variable: V6

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	1.73125489	0.24732213	3.66	0.0057
Error	30	2.02833885	0.06761129		

Corrected Total 37 3.75959374



tempo Comparison	Difference		Simultaneous	
	Between	Means	95% Confidence Limits	
10 - 1	0.0183		-0.2986	0.3353
10 - 15	0.1415		-0.1674	0.4505
10 - 5	0.4284		0.1195	0.7373 ***
1 - 10	-0.0183		-0.3353	0.2986
1 - 15	0.1232		-0.1857	0.4321
1 - 5	0.4101		0.1012	0.7190 ***
15 - 10	-0.1415		-0.4505	0.1674
15 - 1	-0.1232		-0.4321	0.1857
15 - 5	0.2869		-0.0138	0.5875
5 - 10	-0.4284		-0.7373	-0.1195 ***
5 - 1	-0.4101		-0.7190	-0.1012 ***
5 - 15	-0.2869		-0.5875	0.0138

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 19

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for V3

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	30
Error Mean Square	0.031776
Critical Value of Studentized Range	3.84540

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

tempo Comparison	Difference		Simultaneous 95%	
	Between	Means	Confidence Limits	
1 - 10	0.06828		-0.16022	0.29677
1 - 15	0.13790		-0.08480	0.36061
1 - 5	0.14260		-0.08010	0.36531
10 - 1	-0.06828		-0.29677	0.16022
10 - 15	0.06963		-0.15308	0.29233
10 - 5	0.07433		-0.14838	0.29703
15 - 1	-0.13790		-0.36061	0.08480
15 - 10	-0.06963		-0.29233	0.15308
15 - 5	0.00470		-0.21207	0.22147
5 - 1	-0.14260		-0.36531	0.08010
5 - 10	-0.07433		-0.29703	0.14838
5 - 15	-0.00470		-0.22147	0.21207

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 20

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for V6

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	30
Error Mean Square	0.067611
Critical Value of Studentized Range	3.84540

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

		Difference	Simultaneous		
tempo		Between	95% Confidence		
Comparison		Means	Limits		
10	- 15	0.0353	-0.2896	0.3601	
10	- 1	0.0597	-0.2736	0.3930	
10	- 5	0.4967	0.1719	0.8216	***
15	- 10	-0.0353	-0.3601	0.2896	
15	- 1	0.0245	-0.3004	0.3493	
15	- 5	0.4615	0.1453	0.7777	***
1	- 10	-0.0597	-0.3930	0.2736	
1	- 15	-0.0245	-0.3493	0.3004	
1	- 5	0.4370	0.1121	0.7618	***
5	- 10	-0.4967	-0.8216	-0.1719	***
5	- 15	-0.4615	-0.7777	-0.1453	***
5	- 1	-0.4370	-0.7618	-0.1121	***

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 21

The GLM Procedure

Dependent Variable: V5

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	7	1.01259684	0.14465669	2.17	0.0636
Error	32	2.12918593	0.06653706		
Corrected Total		39	3.14178278		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V5 Mean
0.322300	0.542907	0.257948	47.51234

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.05815588	0.05815588	0.87	0.3568
tempo	3	0.86017502	0.28672501	4.31	0.0116
marca*tempo	3	0.09426595	0.03142198	0.47	0.7038

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
marca	1	0.05815588	0.05815588	0.87	0.3568
tempo	3	0.86017502	0.28672501	4.31	0.0116
marca*tempo	3	0.09426595	0.03142198	0.47	0.7038

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 22

The GLM Procedure

Level of marca	Level of tempo	N	Mean	Std Dev
1	1	5	47.7214200	0.21858498
1	5	5	47.3896600	0.07511224
1	10	5	47.6632600	0.21017805
1	15	5	47.4275400	0.12349687
2	1	5	47.6000200	0.08786738
2	5	5	47.1982800	0.50859902
2	10	5	47.5979400	0.08036021
2	15	5	47.5006000	0.38288059

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 23

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for V5

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	32
Error Mean Square	0.066537
Critical Value of Studentized Range	3.83162
Minimum Significant Difference	0.3125

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	tempo
A	47.6607	10	1
	A		
A	47.6306	10	10
	A		
B A	47.4641	10	15
	B		
B	47.2940	10	5

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 24

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	5	1 2 3 4 5

Number of observations 25

Dependent Variables With Equivalent Missing Value Patterns

Pattern	Dependent Obs	Variables
1	24	V1 V2 V3 V4 V6
2	25	V5

NOTE: Variables in each group are consistent with respect to the presence or absence of missing values.

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 25

The GLM Procedure

Dependent Variable: V1

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.59093241	0.14773310	12.09	<.0001
Error	19	0.23211210	0.01221643		
Corrected Total	23	0.82304451			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V1 Mean
----------	-----------	----------	---------

0.717984      0.550128      0.110528      20.09133

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.59093241	0.14773310	12.09	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.59093241	0.14773310	12.09	<.0001
The SAS System      09:41 Wednesday, August 14, 2002      26					

The GLM Procedure

Dependent Variable: V2

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.67631186	0.16907797	5.10	0.0058
Error	19	0.62992639	0.03315402		
Corrected Total		23	1.30623826		

R-Square      Coeff Var      Root MSE      V2 Mean  
 0.517755      0.511636      0.182082      35.58831

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.67631186	0.16907797	5.10	0.0058

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.67631186	0.16907797	5.10	0.0058
The SAS System      09:41 Wednesday, August 14, 2002      27					

The GLM Procedure

Dependent Variable: V3

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.20320282	0.05080070	2.13	0.1164
Error	19	0.45260136	0.02382112		
Corrected Total		23	0.65580417		

R-Square      Coeff Var      Root MSE      V3 Mean  
 0.309853      0.717528      0.154341      21.51008

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.20320282	0.05080070	2.13	0.1164

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.20320282	0.05080070	2.13	0.1164
The SAS System      09:41 Wednesday, August 14, 2002      28					

The GLM Procedure

Dependent Variable: V4

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.76945609	0.19236402	8.12	0.0005
Error	19	0.45033962	0.02370209		
Corrected Total		23	1.21979572		
R-Square	Coeff Var	Root MSE	V4 Mean		
0.630807	0.299145	0.153955	51.46496		

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.76945609	0.19236402	8.12	0.0005

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.76945609	0.19236402	8.12	0.0005
The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 29					

The GLM Procedure

Dependent Variable: V6

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	1.19590381	0.29897595	6.84	0.0014
Error	19	0.83079603	0.04372611		
Corrected Total		23	2.02669984		
R-Square	Coeff Var	Root MSE	V6 Mean		
0.590074	0.438960	0.209108	47.63715		

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	1.19590381	0.29897595	6.84	0.0014

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	1.19590381	0.29897595	6.84	0.0014
The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 30					

The GLM Procedure

Level of	-----V1-----			-----V2-----		-----V3-----	
grupo	N	Mean	Std Dev	Mean	Std Dev	Mean	Std
1	5	19.9058800	0.11860831	35.7727400	0.27056796	21.5592600	
2	5	19.9166600	0.06226113	35.3412200	0.21479374	21.4719400	

3	4	20.2318250	0.15497865	35.7646500	0.14476559	21.5839750
			0.19244572			
4	5	20.2735600	0.13013556	35.6273400	0.12098162	21.3526600
			0.12553365			
5	5	20.1568000	0.07165609	35.4708600	0.08816486	21.5973600
			0.08049250			

Level of grupo	N	Mean	Std Dev	Mean	Std Dev
1	5	51.6714000	0.16852438	47.7381000	0.22735769
2	5	51.2341400	0.03639255	47.2648000	0.23998478
3	4	51.6143000	0.24740882	47.8592750	0.23819700
4	5	51.5509000	0.15032437	47.8364600	0.21283300
5	5	51.2839400	0.11980928	47.5315600	0.10277912
The SAS System		09:41 Wednesday, August 14, 2002 31			

The GLM Procedure

Dunnnett's t Tests for V1

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	19
Error Mean Square	0.012216
Critical Value of Dunnnett's t	2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
4 - 5	0.11676	-0.06969 0.30321
3 - 5	0.07503	-0.12273 0.27278
2 - 5	-0.24014	-0.42659 -0.05369 ***
1 - 5	-0.25092	-0.43737 -0.06447 ***
The SAS System		09:41 Wednesday, August 14, 2002 32

The GLM Procedure

Dunnnett's t Tests for V2

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	19
Error Mean Square	0.033154
Critical Value of Dunnnett's t	2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
1 - 5	0.3019	-0.0053 0.6090
3 - 5	0.2938	-0.0320 0.6196
4 - 5	0.1565	-0.1507 0.4636
2 - 5	-0.1296	-0.4368 0.1775
The SAS System		09:41 Wednesday, August 14, 2002 33

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V3

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 19  
 Error Mean Square 0.023821  
 Critical Value of Dunnett's t 2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference	
		Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
3	- 5	-0.01338	-0.28953 0.26276
1	- 5	-0.03810	-0.29846 0.22226
2	- 5	-0.12542	-0.38578 0.13494
4	- 5	-0.24470	-0.50506 0.01566
The SAS System		09:41 Wednesday, August 14, 2002	34

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V4

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 19  
 Error Mean Square 0.023702  
 Critical Value of Dunnett's t 2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference	
		Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
1	- 5	0.38746	0.12776 0.64716 ***
3	- 5	0.33036	0.05490 0.60582 ***
4	- 5	0.26696	0.00726 0.52666 ***
2	- 5	-0.04980	-0.30950 0.20990
The SAS System		09:41 Wednesday, August 14, 2002	35

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V6

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 19  
 Error Mean Square 0.043726  
 Critical Value of Dunnett's t 2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits	
3 - 5	0.3277	-0.0464	0.7019
4 - 5	0.3049	-0.0478	0.6576
1 - 5	0.2065	-0.1462	0.5593
2 - 5	-0.2668	-0.6195	0.0860

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 36

The GLM Procedure

Dependent Variable: V5

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.45947030	0.11486757	4.87	0.0066
Error		20	0.47143648	0.02357182	
Corrected Total		24	0.93090677		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V5 Mean
0.493573	0.323024	0.153531	47.52928

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.45947030	0.11486757	4.87	0.0066

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.45947030	0.11486757	4.87	0.0066

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 37

The GLM Procedure

Level of grupo	N	Mean	Std Dev
1	5	47.7214200	0.21858498
2	5	47.3896600	0.07511224
3	5	47.6632600	0.21017805
4	5	47.4275400	0.12349687
5	5	47.4445400	0.07079257

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 38

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V5

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	20
Error Mean Square	0.023572
Critical Value of Dunnett's t	2.65112
Minimum Significant Difference	0.2574

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits		
1	- 5	0.27688	0.01945	0.53431	***
3	- 5	0.21872	-0.03871	0.47615	
4	- 5	-0.01700	-0.27443	0.24043	
2	- 5	-0.05488	-0.31231	0.20255	

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 39

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	5	1 2 3 4 5

Number of observations 25

Dependent Variables With Equivalent Missing Value Patterns

Pattern	Dependent Obs	Variables
1	25	V1 V4 V5
2	24	V2 V3 V6

NOTE: Variables in each group are consistent with respect to the presence or absence of missing values.

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 40

The GLM Procedure

Dependent Variable: V1

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.51579019	0.12894755	0.77	0.5558
Error	20	3.33850777	0.16692539		
Corrected Total		24	3.85429796		

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V1 Mean
0.133822	2.036867	0.408565	20.05851

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.51579019	0.12894755	0.77	0.5558

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.51579019	0.12894755	0.77	0.5558

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 41

The GLM Procedure

Dependent Variable: V4

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.65950437	0.16487609	2.54	0.0720
Error	20	1.29939043	0.06496952		
Corrected Total		24	1.95889480		
R-Square	Coeff Var	Root MSE	V4 Mean		
0.336672	0.496170	0.254891	51.37175		

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.65950437	0.16487609	2.54	0.0720

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.65950437	0.16487609	2.54	0.0720

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 42

The GLM Procedure

Dependent Variable: V5

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.54331983	0.13582996	1.60	0.2136
Error	20	1.69932848	0.08496642		
Corrected Total		24	2.24264831		
R-Square	Coeff Var	Root MSE	V5 Mean		
0.242267	0.614073	0.291490	47.46832		

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.54331983	0.13582996	1.60	0.2136

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.54331983	0.13582996	1.60	0.2136

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 43

The GLM Procedure

Level of	-----V1-----			-----V4-----		-----V5-----	
grupo	N	Mean	Std Dev	Mean	Std Dev	Mean	Std
1	5	19.7825200	0.80728813	51.5838600	0.12934399	47.6000200	
				0.08786738			
2	5	20.0506400	0.39037438	51.1274400	0.39667961	47.1982800	
				0.50859902			
3	5	20.1485800	0.12412764	51.5082800	0.14059791	47.5979400	
				0.08036021			

4	5	20.1510600	0.12028921	51.3592200	0.35881984	47.5006000
			0.38288059			
5	5	20.1597400	0.02536716	51.2799600	0.04736642	47.4447800
			0.07337007			

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 44

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V1

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	20
Error Mean Square	0.166925
Critical Value of Dunnett's t	2.65112
Minimum Significant Difference	0.685

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo	Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
4	- 5	-0.0087	-0.6937 0.6764
3	- 5	-0.0112	-0.6962 0.6739
2	- 5	-0.1091	-0.7941 0.5759
1	- 5	-0.3772	-1.0623 0.3078

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 45

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V4

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	20
Error Mean Square	0.06497
Critical Value of Dunnett's t	2.65112
Minimum Significant Difference	0.4274

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo	Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
1	- 5	0.3039	-0.1235 0.7313
3	- 5	0.2283	-0.1991 0.6557
4	- 5	0.0793	-0.3481 0.5066
2	- 5	-0.1525	-0.5799 0.2749

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 46

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V5

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 20  
 Error Mean Square 0.084966  
 Critical Value of Dunnett's t 2.65112  
 Minimum Significant Difference 0.4887

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo	Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
1	- 5	0.1552	-0.3335 0.6440
3	- 5	0.1532	-0.3356 0.6419
4	- 5	0.0558	-0.4329 0.5446
2	- 5	-0.2465	-0.7352 0.2422

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 47

The GLM Procedure

Dependent Variable: V2

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.55145432	0.13786358	2.11	0.1200
Error		19	1.24392052	0.06546950	
Corrected Total		23	1.79537484		

R-Square 0.307153  
 Coeff Var 0.719359  
 Root MSE 0.255870  
 V2 Mean 35.56918

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.55145432	0.13786358	2.11	0.1200

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.55145432	0.13786358	2.11	0.1200

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 48

The GLM Procedure

Dependent Variable: V3

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.10865745	0.02716436	0.96	0.4510
Error		19	0.53660796	0.02824252	
Corrected Total		23	0.64526541		

R-Square 0.168392  
 Coeff Var 0.782477  
 Root MSE 0.168055  
 V3 Mean 21.47732

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
--------	----	-----------	-------------	---------	--------

grupo	4	0.10865745	0.02716436	0.96	0.4510
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.10865745	0.02716436	0.96	0.4510

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 49

The GLM Procedure

Dependent Variable: V6

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.56896650	0.14224162	2.15	0.1137
Error	19	1.25540550	0.06607397		
Corrected Total	23	1.82437200			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	V6 Mean
0.311870	0.540156	0.257049	47.58785

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.56896650	0.14224162	2.15	0.1137

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	4	0.56896650	0.14224162	2.15	0.1137

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 50

The GLM Procedure

Level of		-----V2-----		-----V3-----		-----V6-----	
grupo	N	Mean	Std Dev	Mean	Std Dev	Mean	Std
1	4	35.6776000	0.10979751	21.5797000	0.12169725	47.7092500	
2	5	35.2995400	0.37942042	21.3795400	0.32841909	47.3117800	
3	5	35.7360800	0.16624066	21.4329400	0.05476713	47.7256000	
4	5	35.5871200	0.35802715	21.5082200	0.09841807	47.6630600	
5	5	35.5672400	0.04646782	21.5066600	0.04999673	47.5538400	

The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 51

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V2

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	19
Error Mean Square	0.06547
Critical Value of Dunnett's t	2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference	Simultaneous	
		Between Means	95% Confidence Limits	
3	- 5	0.1688	-0.2628	0.6005
1	- 5	0.1104	-0.3474	0.5682
4	- 5	0.0199	-0.4117	0.4515
2	- 5	-0.2677	-0.6993	0.1639
The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 52				

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V3

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	19
Error Mean Square	0.028243
Critical Value of Dunnett's t	2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference	Simultaneous	
		Between Means	95% Confidence Limits	
1	- 5	0.0730	-0.2276	0.3737
4	- 5	0.0016	-0.2819	0.2850
3	- 5	-0.0737	-0.3572	0.2098
2	- 5	-0.1271	-0.4106	0.1564
The SAS System 09:41 Wednesday, August 14, 2002 53				

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for V6

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	19
Error Mean Square	0.066074
Critical Value of Dunnett's t	2.66720

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by \*\*\*.

grupo Comparison		Difference	Simultaneous	
		Between Means	95% Confidence Limits	
3	- 5	0.1718	-0.2619	0.6054
1	- 5	0.1554	-0.3045	0.6153
4	- 5	0.1092	-0.3244	0.5428
2	- 5	-0.2421	-0.6757	0.1916