

MT

JOSÉ DO CARMO BATTISTUZZO  
CIRURGIÃO DENTISTA

RESINA ACRÍLICA PARA RESTAURAÇÃO DIRETA  
"ESTUDO DA CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA"

*Impel.*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, para obtenção do Grau de Doutor em Ciências (Dentística Operatória)

PIRACICABA - S.P.

1 9 6 8



A meus pais e irmã

A Liliam e Angelo Roberto.

## AGRADECIMENTOS

- Ao Professor Doutor PLÍNIO ALVES DE MORAES, Diretor da Faculdade de Odontologia, de Piracicaba, da Universidade de Campinas, que tem conduzido de modo invejável esta casa;

- Ao Professor Doutor DALTON BELMUEDES DE TOLEDO, titular da Cadeira de Dentística Operatória, pela confiança em nós depositada, e orientador desta tese, por sua inestimável colaboração;

- Ao Professor Doutor LUIZ ANTONIO RUHNKE, titular da Cadeira de Materiais Dentários, que nos acolheu, estimulou e auxiliou profunda e eficazmente na elaboração dêste trabalho;

- Ao Professor Doutor ANDRÉS JOSÉ TUMANG, da Cadeira de Higiene, Saúde Pública e Estatística, pela análise estatística dos resultados dêste trabalho;

- Ao Professor Assistente Doutor WAIL HEBLING, pela valiosa ajuda na estruturação da nossa tese;

- Aos colegas da Cadeira, Doutores WILSON AMÂNCIO MARCHI, RAUL SARTINI FILHO, HILTON DUPART NASCIMENTO e Instrutor SIMONIDES CONSANI, pelo constante estímulo e cooperação;

- Aos Senhores SIDNEY BARBOSA DE SOUZA, JORGE ALCARDE, Doutor ANTONIO MESSIAS GALDINO, PAULO DA SILVEIRA, e SEBASTIÃO RODRIGUES DE BARROS, pelos cuidadosos trabalhos respectivamente, de fotografias, laboratório, correção do vernáculo, datilografia e impressão;

- A todos que contribuíram para a elaboração do presente trabalho,

- apresentamos os nossos profundos  
Agradecimentos.

ooo0ooo

= Í N D I C E =

	p.
1 - INTRODUÇÃO.....	7
2 - REVISTA DA BIBLIOGRAFIA.....	9
3 - PROPOSIÇÃO.....	25
4 - MATERIAIS - INSTRUMENTAL - APARELHOS - MÉTODO...26	
5 - RESULTADOS OBTIDOS.....	49
6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	63
7 - CONCLUSÕES.....	69
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
9 - APÊNDICE.....	76

oooOooo

## 1 - INTRODUÇÃO

A Odontologia tem alcançado altos níveis -  
técnicos nos últimos anos, não acontecendo, porém, o -  
mesmo com certos problemas a ela inerentes e que têm ca  
recido de melhores condições, como é o caso de alguns -  
dos materiais restauradores.

Na literatura especializada, apesar de se -  
constatar inúmeras pesquisas que se ocupam desse assun-  
to, não se conseguiu ainda, em nossos dias, um material  
que preencha totalmente os requisitos técnicos para -  
classificá-lo como ideal em restaurações de classes -  
a { III, IV e V. *Em nenhuma delas...!*

Assim é que os autores têm acentuado o pro-  
blema da restauração de dentes anteriores, como dos -  
mais sérios, devido às deficiências dos materiais, onde  
suas propriedades negativas, fazem com que pare uma in  
terrogação quanto a durabilidade da restauração.

Segundo REBOSSIO (27), em 1901 RÖHM desco-  
briu a resina acrílica, que posteriormente, sofrendo di  
versificações passou a ser indicada como material res -  
taurador em dentística operatória.

Solidarizamos com as conclusões de LEDESMA-  
(16) quando diz que "se não fossem as alterações de côr  
experimentadas pela maioria das resinas acrílicas de rá  
pida polimerização atualmente em uso, teríamos em nosso  
poder um material insuperável para efetuar obturações -  
de terceira, quarta e quinta classes". *Não só a cor!*

Entretanto, além desse fator, observamos -  
que esse material apresenta, entre outras desvantagens,  
uma contração de polimerização que diminui as suas qua-

lidades físicas.

Delineamos, então, nosso trabalho procurando verificar as percentagens de alterações volumétricas que sofrem as resinas acrílicas para restaurações diretas, encontradas no mercado especializado, e que são talvez, as mais usadas pelos profissionais, na resolução dos problemas para os quais são indicadas.

Esperamos, ter contribuído para ampliar os conhecimentos relativos ao material.

## 2 - REVISTA DA BIBLIOGRAFIA

Compulsando a bibliografia especializada, - verificamos ser grande o número de autores que se interessaram pelo assunto das alterações volumétricas, apresentadas pelas resinas acrílicas para restaurações diretas.

As opiniões emitidas são as mais variadas - quanto às qualidades e indicações dêsse material restaurador, sendo os pesquisadores, unânimes em concluir - que há alteração volumétrica do material durante a sua polimerização e que se traduz numa contração.

TYLMAN (35), em 1942, faz estudos quando ao uso da resina para restaurações, confecção de coroas e pontes, realizando a polimerização pelo método do aquecimento. Esse autor coloca em evidência o fato de que o uso de injetores para forçar material adicional no molde aquecido, quando a resina sofre polimerização em espaço confinado, numa tentativa para eliminar a contração que ocorre, vem introduzir tensões internas em coroas, pontes e dentaduras. Essas tensões são libertadas mais tarde, à temperatura da boca, acarretando variações na adaptação da prótese.

Mais adiante diz: "Certamente, por este método, é impossível eliminar inteiramente a contração - que ocorre durante a polimerização das resinas acrílicas".

Nesse mesmo ano, PEYTON & MANN (25), estudando a resina acrílica e a resina estireno-acrílica, - comparando propriedades e diferentes polimerizações, é correlacionando as propriedades com as aplicações res -



tauradoras, usam quatro resinas típicas para restauração e uma para base de dentaduras.

Preparam corpos de prova, por compressão do material em molde metálico, com 1/4 de polegada quadrada, de secção transversal, (1,61 cm<sup>2</sup>) e 1 1/4 polegada (3,17 cm) de comprimento. A proporção pó/líquido era a indicada pelo fabricante. O material era polimerizado em água em ebulição, por 30, 60 e 90 minutos. Depois de deixar resfriar por 30 minutos, os autores removiam o corpo de prova do molde e mediam-no com um micrômetro capilar. Usaram de 6 a 15 corpos de cada material.

Nas conclusões do trabalho, dizem os autores que há uma pequena diferença entre acrílico e estireno-acrílico, tendo o último uma pequena superioridade nas propriedades.

Os dados apresentados mostram que as resinas têm satisfatórias propriedades restauradoras, quando polimerizadas corretamente e usadas criteriosamente.

TYLMAN & PEYTON (36) em 1946, escrevem que, quando o monômero passa a polímero, a variação de volume é da ordem de 21%. Como apenas uma parte do líquido é usada, para três ou quatro partes de pó, a contração é da ordem de 5 a 7%.

Os autores notam uma característica expansão do material quando imerso na água, mas observam uma contínua contração prevalescente quando a resina é mantida ao ar, à temperatura ambiente.

SKINNER (30), em 1949, acentua a necessidade de se conseguir a indispensável estabilidade dimensional destas resinas, pois as variações volumétricas causam um sério prejuízo ao seu indiscriminado uso em

restaurações, embora admita que as alterações de uma pequena restauração diferem das que ocorrem numa base de dentadura. Em continuação, cita DAHL que estuda as alterações ocorridas em pequenos cilindros de 1/4 de polegada (0,63 cm) de diâmetro e altura, durante a imersão em água a 37° C.

Em 1951, PAFFENBARGER et alii (22) pesquisam algumas propriedades físicas do "Vita-filling". Ao chegarem à parte dedicada às alterações dimensionais, dizem que um estudo, baseado na média de cinco determinações da contração volumétrica do material, a partir do tempo em que a resina é colocada na cavidade, até 30 minutos depois de começada a mistura, mostrou ser essa contração de 6,25 mais ou menos 0,25%. Continuando, escrevem que outras resinas apresentam média de contração a partir de pouco menos de 6% até um pouco além de 8%.

Nesse mesmo ano, CHRISTIE (6) determinou, pelo método do dilatômetro, a contração de amostras de três marcas de resina, que eram designadas por K, F e R. O experimento foi feito para medir a alteração que ocorre sob a água a 37° C, ao serem usados espécimens de 0,8 g, sendo o material misturado de acordo com as indicações do fabricante, e colocado no dilatômetro quando atingisse consistência de trabalho.

Achou que a fase de mais intensa polimerização ocorre em diferentes tempos, nas diversas marcas usadas. Assim é que encontrou, essa fase, para o material K, entre 4 e 5 minutos; para o R, de 6 a 8 minutos e para o F, de 7 a 9 minutos. Mostra ainda que, após 20 minutos, o material K tinha diminuído de 5,9% em volume; o F, em cerca de 4,8%, e o R diminuira de 4,6%.

Observou também a contração que o material apresentava, quando a polimerização se dava em moldes fechados, sendo estes constituídos de 3 partes, tendo o tampo coberto com uma placa de vidro. A secção central tinha 0,1 polegada (2,54 mm) de altura e foi feita em forma de cone, com 20° de ângulo da geratriz com a vertical, e com 1 polegada de diâmetro no tampo.

Usou 1,3 g de pó e 1 cm<sup>3</sup> de líquido para o material F e 1 g por cm<sup>3</sup> de líquido para o K e R, sendo a mistura colocada no molde e comprimida por uma placa de vidro, e sendo o excesso convenientemente removido. O molde era submetido a pressão, por uma hora, e depois o disco obtido era colocado em etilene-glicol, para ser determinado seu volume. O volume do molde foi determinado com mercúrio.

O disco, depois de armazenado ao ar por 24 horas, tinha seu volume novamente determinado.

Como na construção do molde foram usados o aço, vidro e polietileno, diz o autor que vidro e aço têm paredes onde o material adere em toda ou em parte da superfície, ao passo que isso não ocorre com o polietileno. Daí, afirmar o autor que existe uma dependência entre a contração do corpo de prova e a superfície do molde. Afirma ainda que a contração continua, apesar de pequena, por mais de 24 horas.

Um ano mais tarde, NELSEN et alii (21) dizem que a resina possui três propriedades, que afetam seu valor como material restaurador permanente:

1 - "sua contração decorrente da polimerização, que oscila entre 6 e 8%.

2 - sua expansão térmica que é, provavelmente

te, sete vêzes maior que a da estrutura do dente, e,

3 - sua extrema inércia nos fluidos bucais!"

Ainda em 1952, COY (7) observa que, nos últimos anos, produtos químicos foram adicionados às resinas acrílicas para induzir polimerização por ação catalítica. Dêsse modo, produziu-se a desejada polimerização, mas o processo resultou em uma contração volumétrica de 6 a 8%, dependendo primriamente da relação pão/líquido.

* sido compensada*

NEALON (20), em 1952, divulga a técnica da restauração sem pressão, e diz que o método da não pressão que usa a cavidade preparada do dente como o lugar de obtenção e término da polimerização, tirando vantagens das propriedades físicas e químicas do material. Isto é baseado no princípio da repetida reposição da perda volumétrica. A perda volumétrica nunca pode ser eliminada, portanto  necessário o uso do monômero. Ela, porém, pode ser compensada.

Em 1953, SMITH & SCHOONOVER (34), estudando as variaes dimensionais ocorridas na resina acrílica, dizem que a polimerização do monômero determina uma contração de 21%. Como na mistura entra de 1/3 a 1/2 de monômero, teoricamente a contração deveria ser de 7 a 10,5% em volume, dependendo da quantidade do líquido usada. Porém, essa contração máxima teórica nunca é observada, pelas seguintes razes:

1 - a reao de polimerização começa imediatamente após a mistura do monômero e polímero; consequentemente, parte da contração se d fora da cavidade;

2 - a polimerização da resina para restauração não é completa, e, por se motivo, a contração -

que ocorre na cavidade pode ter sua importância reduzida.

Os autores usaram dilatômetro, à temperatura de  $37 \pm 0,2^\circ \text{C}$ , para medir a contração volumétrica do material. O corpo de prova era colocado no dilatômetro, e quando estivesse imerso no mercúrio era anotado o nível do capilar, observando-se depois a variação do nível na coluna, obtendo-se, assim, a medida da alteração volumétrica do corpo de prova. Essa contração volumétrica de polimerização, medida por esse método, variou entre 6 e 8%, dependendo da marca da resina.

GALEN (14), em 1953, numa revisão da literatura, diz em certo ponto que a contração volumétrica do monômero é de 20%, durante a polimerização. Como, porém, a proporção de líquido usado na mistura é de aproximadamente 1:4, isto permite que a contração seja de apenas 4%.

Outros autores, citados por GALEN, têm demonstrado que a contração de polimerização é de 5 a 7%, e de 7,6 a 7,9%.

Segundo GALEN, foi sugerido por OSBORNE que a variação encontrada nos índices de contração pode ser devida à variação da proporção pó/líquido usada pelos investigadores. E, desde que tem sido demonstrado que tal contração é decorrente apenas do monômero, é razoável sugerir a utilização do mínimo de líquido na preparação, desde que em quantidade suficiente para incorporar a totalidade dos grânulos de pó.

Ainda em 1953, JENSEN & SAUSEN (15), referindo-se à contração de polimerização, apresentam os mesmos resultados que muitos outros autores, dando 21%

para o monômero, e de 5 a 7% de contração volumétrica para o material quando misturado; sendo a contração linear de 2 a 3%.

Mais adiante, dizem que a técnica da compressão não compensa a contração de polimerização, e não produz os resultados desejados.

Salientam que a inabilidade do operador aliada, às vezes, a má indicação da resina acrílica, são as principais responsáveis pelos deficientes resultados observados.

BROWN (4), nessa mesma época, observa, por meio de solução de  $Ca^{45}$ , em dentes de cães, restaurados com resina acrílica, o selamento cavitário, chegando às seguintes conclusões:

— Usando acrílico condensado, grande é a área de penetração de  $Ca^{45}$  ao redor da restauração;

— Usando acrílico pela técnica do pincel, a penetração é de alguma magnitude, todavia, menor que a anterior.

Daí deduz que o selamento cavitário é mais efetivamente obtido pela técnica do pincel que pela compressão.

PAFFENBARGER et alii (23), em 1953, dizem que com pequenas exceções, materiais se contraem quando passam do estado fluido para o sólido. Enquanto o monômero é polimerizado, ocorre uma contração de aproximadamente 21% em volume.

A contração da mistura monômero/polímero, usada em restaurações dentais, depende conseqüentemente da quantidade de monômero presente.

Essa contração pode ser calculada facilmente

te, comparando-se as densidades do monômero ( $0,93\text{g/cm}^3$ ) e do polímero ( $1,18\text{g/cm}^3$ ). Exemplificando:  $0,25\text{ g}$  do polímero em mistura com  $0,25\text{ cm}^3$  de monômero, apresenta contração de  $11,4\%$  do volume. Se a proporção é de  $0,50\text{ g}$  de polímero para  $0,25\text{ cm}^3$  de monômero, a contração é de  $7,8\%$ .

A contração que ocorre durante a polimerização do monômero metil-metacrilato, não pode ser suprimida ou diminuída, porque o réarranjo das moléculas do monômero, para formas as moléculas mais complexas do polímero, requer menos espaço.

Na prática, as restaurações não apresentam contrações em graus tão elevados quanto aos calculados, pelas seguintes razões:

1 - sempre que algum monômero não se polimeriza, esta polimerização incompleta tem o efeito plastificador, com trocas das propriedades mecânicas da resina acrílica auto-polimerizável;

2 - parte da polimerização ocorre antes da massa de resina ser colocada na cavidade, isto quando é empregada a técnica da compressão, com "matriz"; ao passo que na técnica do pincel ou técnica sem pressão alguma ou a totalidade da polimerização, que tem lugar na primeira porção, pode ocorrer antes da adição da última porção.

Ainda que a contração causada pela polimerização não possa ser suprimida ou diminuída, pode-se fazê-la concentrar em regiões da restauração onde seja menos prejudicial. Assim, pode-se forçar a contração a ter lugar no soalho da cavidade, pela disposição de cortes arredondados e contínuos nas paredes da cavidade, e

pela manutenção da tira de matriz com pressão constante durante todo o período de polimerização inicial.

Na técnica da não pressão, advogada por NEALON, a contração tende a concentrar na superfície aberta da restauração.

Também em 1953, COY (8) diz que, entre as propriedades físicas da resina acrílica para restauração direta, podemos citar a sua contração volumétrica de 5,5% a 8% durante a polimerização.

Normalmente, a maior parte da contração de polimerização dessa resina tem lugar dentro de alguns minutos, depois da mistura, decrescendo, rapidamente, depois de 8 a 20 minutos.

Segundo o autor, o N.B.S. e a A.D.A. (\*) dão como média da contração de polimerização 7% do volume, quando a resina é colocada pela técnica da pressão. Quando é aplicada em adições repetidas, parte dessa contração é neutralizada.

WILLIAMS (38), em 1953, estuda as indicações e aplicações do material, apresentando alguns efeitos da polimerização, ressaltando que a alteração volumétrica do monômero é da ordem de 21%. Como a massa contém 1/3 de monômero, a variação real é de aproximadamente 7%.

SAUSEN et alii (29), em 1953, fazem estudos comparando marcas de resinas e técnicas diversas, para observar a penetração de cálcio radioativo ( $\text{Ca}^{45}$ ), entre o dente e a restauração.

---

(\*) NATIONAL BUREAU OF STANDARDS  
AMERICAN DENTAL ASSOCIATION

---



No experimento, usaram 24 dentes com preparo e restauração classe V, técnicas do pincel e da compressão. Metade dos dentes foi imersa em  $\text{Ca}^{45}$  por 48 horas, e metade por 96 horas. Dêsse total, antes da imersão em  $\text{Ca}^{45}$ , deixou metade numa câmara umedecedora, e metade imersa em água, ambos por 72 horas.

Retirados do  $\text{Ca}^{45}$ , os dentes eram lavados, incluídos em resina, desgastados e postos em contacto com películas de Raios X por 15 a 17 horas, a  $15^{\circ}\text{C}$ .

Demonstraram que há penetração em qualquer restauração de acrílico, independente do material ou técnica usados. Porém, na técnica do pincel, o selamento marginal mostra-se mais impermeável à penetração do  $\text{Ca}^{45}$  que na técnica da compressão.

Em 1953, CARVALHO (5) fêz estudos da contração das "resinas acrílicas de rápida polimerização", empregando "corpos de prova em forma de cilindro, de 1,15 x 0,8 obtido por método proposto por WOLCOTT e outros", e que se resumia em um anel metálico que envolvia um anel de borracha onde era obtido o cilindro, por compressão.

O aparelho usado pelo autor, para determinação da contração volumétrica, consistia em uma pipeta graduada ligada ao corpo de uma seringa, estando o êmbolo em contacto com um parafuso ajustador.

No interior da seringa, onde era colocado o corpo de prova, havia um terminal de par termo-elétrico que dá indicações das alterações de temperatura do corpo de prova.

Para a introdução do corpo, o aparelho sofria um giro de  $180^{\circ}$ .

Encontrou os seguintes níveis de contração nos materiais usados.

Materiais	Contração %
Resina A	6,40%
Resina B	7,43%
Resina C	6,26%
Resina D	7,70%

Das suas conclusões tiramos.

"Dentro das mesmas relações monômero/polímero, nos produtos estudados, não foi possível observar - qualquer coincidência de início de reação, da magnitude da reação exotérmica e do término desta mesma reação.

Os valores de contração volumétrica obtidos, indicam que não são dependentes da relação monômero-polímero.

A alta percentagem de contração volumétrica, que êsses materiais apresentam nos autoriza a não aceitá-los como substância restauradora, enquanto não fôr possível estabelecer, de maneira rigorosa sua compensação".

W. BLACK (2), no ano de 1955, informa que a contração da resina acrílica durante a polimerização, é excessiva, e deve ser controlada pela pressão, caso se deseje uma restauração de melhor qualidade.

O tempo em que deve ser exercida pressão sobre a restauração, diz o autor que, varia com a marca do material, mas lhe parece ser desnecessário manter a pressão depois que os excessos de resina, sobrepostas a tôdas as margens cavitárias, comecem a se apresentar quebradiças. Acrescenta que êsse excesso não somente ajuda a manter a pressão, mas, presumivelmente, reduz -

ao mínimo a contração superficial.

ROSE et alii (28), em 1955, dizem, entre -  
outras coisas, que devido a pequena adesão da resina -  
restauradora às paredes da cavidade do dente, a contra -  
ção de polimerização pode causar o aparecimento de uma  
fenda entre a parede da cavidade e a restauração de re -  
sina.

ANDERSON (1), em 1956, mostra que a contra -  
ção pode ser de 6 a 7% do volume, na mistura de monôme -  
ro e polímero usado como material restaurador.

Vários métodos de superar esta contração -  
tem sido sugeridos, como: técnica de pressão, de NEALON  
e de laminação.

Diz o autor que, além da técnica de pressão,  
estas outras técnicas são particularmente eficiente pa -  
ra controlar a localização da contração. Se esta ocor -  
rer principalmente no interior, em direção à base ou -  
soalho da cavidade, isso não irá afetar a adaptação da  
restauração, pois um excesso do material pode fácilmen -  
te ser fornecido à superfície aberta da cavidade, para  
compensar a contração.

PAFFENBARGER et alii (24), em 1956, compa -  
ram a resina acrílica a outros materiais cimentadores.  
Os dados mostram que, ao fim de 30 minutos, a resina se  
contraí de 3,4 a 8,3%

A contração pode não atingir um grau tão -  
acentuado quando a resina é usada como cimento, do que  
quando é usada como material restaurador. O "filme" do  
cimento, pressionado entre duas superfícies ásperas -  
(como as de uma restauração e da cavidade), é contido e  
estirado, de modo que a contração é localizada. A quan -

tidade de contração do fino filme de cimento é praticamente de pequena significação.

COY (9), em 1958, num estudo comparativo entre cimento de silicato e resina acrílica para restauração direta, afirma que as propriedades de ambos os materiais não são bem conhecidas. Parecer-lhe-ia lógico fazer a comparação clínica desses materiais, como base para obter-se alguma conclusão concernente à sua efetivação como materiais restauradores.

Entre outras coisas, diz, quando trata das alterações que ocorrem no endurecimento:- em tal processo, o cimento de silicato contrai-se aproximadamente em 2% do volume e a resina para restauração apresenta uma contração de 3 ou 4 vezes esse índice. Por essa razão, a resina é, decididamente, inferior ao cimento de silicato, com respeito a esse fator. Grande parte do efeito da contração na polimerização da resina pode ser diretamente transmitida à face aberta da restauração, pelo uso da técnica do pincel.

SKINNER (31), em 1959, compara o cimento de silicato com a resina acrílica para restaurações diretas, e observa que a contração da massa de resina ocorre durante a polimerização, o que pode variar em magnitude, desde 5 até 9% do volume, de acordo com o produto comercial empregado. Do ponto de vista clínico, faz pouca diferença se a resina contrai 5 ou 9%, uma vez que qualquer amplitude de contração dessa ordem é demasiada, não permitindo restaurar corretamente a cavidade preparada, a menos que o material seja compensado de forma conveniente.

Ambos, resina e silicato, contraem-se duran

te o endurecimento, mas a contração da polimerização da resina é aproximadamente, 4 vezes a do cimento de silicato.

SKINNER & PHILLIPS (32), em 1962, dizem - que, na polimerização do metacrilato de metila, sua densidade altera-se de  $0,94 \text{ g/cm}^3$  para  $1,8 \text{ g/cm}^3$ . Esta alteração do material reflete-se por uma contração volumétrica de 21%. Se 1/3 do total da mistura fôr líquido, - teremos como contração volumétrica cêrca de 7%. Se existisse uma proporção maior de monômero, dever-se-ia esperar uma contração maior.

Entretanto, a magnitude dessas contrações, que variam de 5 a 8%, é menor talvez do que seria de se esperar, com base nos cálculos comumente realizados, no caso de uso de maior percentagem de monômero. Pelo menos, dois motivos podem ser apresentados para explicar essas contrações aparentemente menores:

1 - parte da polimerização ocorre, provavelmente, antes do início das mensurações, e

2 - a polimerização não é completada quando a resina, ativada quimicamente, é empregada nos tempos indicados.

Embora várias marcas de resinas para restaurações diretas apresentem diferentes contrações de polimerização, é pouco provável que essas diferenças tenham significado prático.

Em restaurações experimentais, realizadas - em cavidades cilíndricas, em moldes de latão, preenchidas com resina acrílica, onde a polimerização se deu - sob pressão, ocorreu contração na superfície de cada - corpo, porém, as margens foram mantidas íntimamente uni

das por meio do excesso do material.

BOWEN (3) faz experimentos em 1963, adicionando ao monômero cêrca de 0,5% de N,N-dimetil-p-toluidine. Diz êle que, com essa adição, a contração volumétrica da resina, que oscila entre 6 e 8%, cai para cêrca de 2,7%.

FUSAYAMA et alii (12), em 1964, num estudo onde vários experimentos básicos são feitos, estabelece - cem que a contração de polimerização das restaurações de resina acrílica é inevitável, pois se trata de uma propriedade do material. Entretanto, se a contração não pode ser evitada, é possível impedir a separação do material das paredes cavitárias. A técnica do pincel e a técnica chamada de escoamento, são técnicas inibidoras da separação da resina acrílica das paredes da cavidade.

{ Num quadro, mostram os autores que a técnica da pressão resulta em contração, a técnica flúida de termina porosidade, ao passo que a técnica do pincel - não acarreta porosidade nem contração.

Se a cavidade é mantida sêca, dizem, a restauração mantém suficiente adesão às paredes cavitárias, prevenindo a separação pela contração de polimerização.

PHILLIPS (26), em 1965, estuda vários materiais restauradores, e quando chega à parte dedicada à resina acrílica, diz que a manipulação e a inserção do material, são dois fatôres que contribuem particularmente para a qualidade da resina acrílica em superfície úmida do dente, e dêsse modo melhorar a adaptação à cavidade preparada. Nas mãos da maioria dos dentistas, a inserção pelo pincel ou técnica do escoamento, produz - adaptação superior do que a técnica da compressão que -

originariamente foi usada para êsse material.

FUSAYAMA et alii (13) em 1966, durante a -  
apresentação de um trabalho sôbre o material, diz<sup>em</sup> a cer  
to ponto, que a polimerização da resina acrílica é com-  
pletada convenientemente, após 1 dia, e a posição rela-  
tiva das moléculas totalmente fixadas.

### 3 - PROPOSIÇÃO

Objetivando o estudo das alterações volumétricas sofridas por corpos de prova de resina acrílica - para restaurações diretas, conhecidas comercialmente como TEXTON, KADON e DENTAFIL, obtidos através de uma matriz metálica e medidos com um dilatômetro, propusemos, então, a:

1) Verificar, quantitativamente, qual o produto que apresenta menor alteração.

*Método* → 2) Usar três técnicas ( do pincel, de compressão e mista ) e analisar os resultados.

↓ 3) Submeter os corpos de prova a duas condições de polimerização ( livre e confinada ) e observar suas influências.

?) ?

oooOooo



4 - MATERIAIS - INSTRUMENTAL - APARELHOS - -  
MÉTODOS

4.1.- MATERIAIS

4.1.1 - RESINAS ACRÍLICAS PARA RESTAURAÇÕES DIRE-  
TAS.

4.1.1.1 - "TEXTON" - pó - côr 21 (amarelo  
claro) - partida 767 - fabrica-  
do pela "SS. WHITE COMPANY FILA  
DELFA" - reacondicionado pela  
"S.S. WHITE ARTIGOS DENTARIOS -  
S.A." Rio de Janeiro.

4.1.1.2 - "TEXTON" - líquido - partida -  
166 - procedência idem 4.1.1.1.

4.1.1.3 - "KADON" - pó - côr 22 (amarelo  
médio) - fabricado por "THE L.  
D. CAULK CO." Milford, Del., -  
U.S.A. - acondicionado por "IN-  
DUSTRIAS DENTÁRIAS CAULK S.A."-  
Rio de Janeiro.

4.1.1.4 - "KADON" - líquido - procedência  
idem 4.1.1.3.

4.1.1.5 - "DENTAFIL" - pó - côr 22 (amare  
lo médio) - partida 701026 - fa  
bricado pela "DENTAL FILLINGS -  
DO BRASIL S.A." Rio de Janeiro.

4.1.1.6 - "DENTAFIL" - líquido - procedên  
cia idem 4.1.1.5.

4.1.2 - Gesso pedra especial "DUROC"

4.1.3 - Mercúrio "HERZOG".

4.1.4 - Fôlhas de estanho.

#### 4.2.- INSTRUMENTAL

- 4.2.1 - Pinceis de pêlo de marta, nº 165 - 2, e 165 - 6 marca "TIGRE".
- 4.2.2 - Pinça clínica nº 18 da "TENAX".
- 4.2.3 - Espátula de aço inox nº 22 marca "DUFLEX".
- 4.2.4 - Potes de "DAPPEN".
- 4.2.5 - Tiras de aço inox com 7 mm de largura (matriz).
- 4.2.6 - Peça para remoção do corpo de prova, composta de cabo de madeira e haste de aço.
- 4.2.7 - Conta-gotas.
- 4.2.8 - Espátula de aço nº 74 marca "TENAX", com lâmina afiada.
- 4.2.9 - Chave de fenda.

#### 4.3.- APARELHOS

- 4.3.1 - Termômetro com graduação até 250° C marca "THEGLASIN" (Jenaer Normalglass) Made in Germany.
- 4.3.2 - Pipeta com graduação de 0,01 ml e com capacidade de 1 ml marca "ASSISTENT".
- 4.3.3 - Pipeta com graduação de 0,001 ml e com capacidade de 0,1 ml marca "ASSISTENT".
- 4.3.4 - Cronômetro "BREITLING" de fabricação Alemã.
- 4.3.5 - Lente de distância focal fixa, tipo conta fios, com régua de 1 cm, subdividida em 0,01 cm.
- 4.3.6 - Microscópio de Medição, com objetiva 3:1, nº 588064, marca "LEITZ", fabricado por LEITZ WETZLAR - GERMANY.

- 4.3.7 - Balança elétrica "METTLER", tipo H 15, com capacidade até 160 g com divisão de 0,001 g, nº 115693, fabricada por E. METTLER - ZURICH.
- 4.3.8 - Matriz de aço inox, para obtenção dos corpos de prova.
- 4.3.9 - Dilatômetro de mercúrio, por nós construído na Cadeira de "MATERIAIS DENTÁRIOS" - desta Faculdade.
- 4.3.10- Estufa de madeira com termostato "DOVE", fabricado em SÃO PAULO.

---

OBS:- O aparelho citado no item 4.3.6., foi doado à CADEIRA DE MATERIAIS DENTÁRIOS, da FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNIVERSIDADE DE CAMPINAS, pela FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO.

---

#### 4.3.8 - MATRIZ

De início, tivemos o problema da escolha da forma dos corpos de prova que iríamos empregar.

Na bibliografia consultada, percebemos entre os diversos autores uma ponderável variação nos que diz respeito tanto à forma quanto ao volume dos corpos de prova. MC LEAN (19) usou, nos experimentos com o material denominado "Cadurit", corpos de prova de forma cilíndrica, com diâmetro de 6 mm e altura de 12 mm. DAHL, (11), empregou cilindros com 1/4 de polegada (6,35 mm) de diâmetro e de altura. CHRISTIE (6), em seus experimentos, empregou matriz que permitia a obtenção de corpos de prova com forma tronco-cônica, tendo 0,1 polegada de altura (2,54 mm), a geratriz do cone formava ângulo de 20° com a vertical, e tinha 1 polegada (25,40 mm) de diâmetro no tampo.

Preferimos fazer com que os corpos de prova, a serem usados em nossos experimentos, se aproximassem em forma e volume daqueles empregados por MAHLER (18), MADDALENA (17) e CURY (10), em seus estudos sobre a cera azul para fundições.

Assim, a nossa matriz (fig. 1 e 2) compunha-se de 2 placas de aço, quadradas, de idênticas dimensões - 40 mm de lado por 5 mm de altura - fixada uma sobre a outra. A placa inferior, que funcionava como base, apresentava, em cantos opostos, dois orifícios com rêsca.

A placa superior também apresentava orifícios, escareados na sua parte superior, em posição correspondente aos da inferior, de modo a permitir a colo-

cação de parafusos de fixação à base, de maneira rasan-  
te à superfície superior. No ponto central da placa su-  
perior, havia um orifício tronco-cônico, de altura  
igual à da placa, ( 5 mm) e de diâmetro de base infe-  
rior 5,0 mm e de base superior 5,1 mm. Este último ori-  
fício é que funcionava como fôrma para os corpos de pro-  
va.

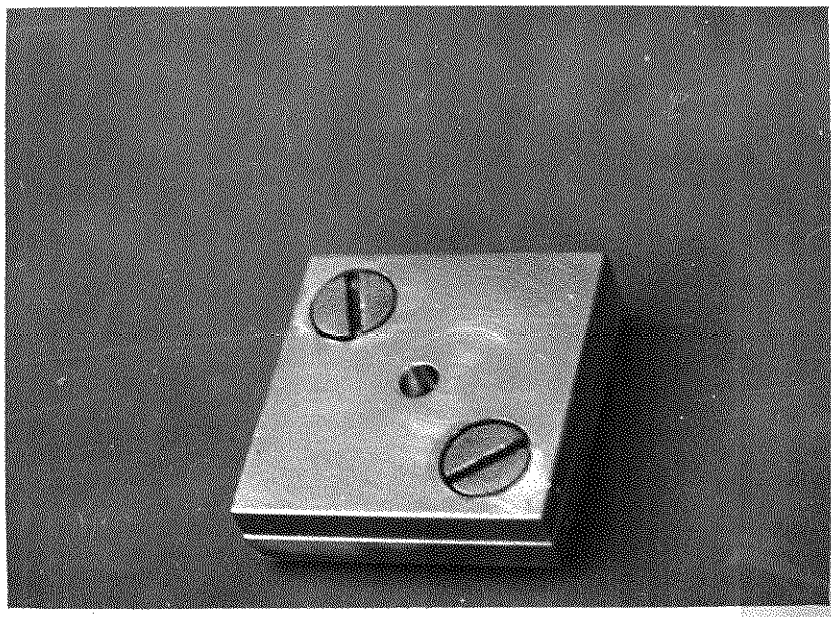


Fig. 1 - Matriz fechada

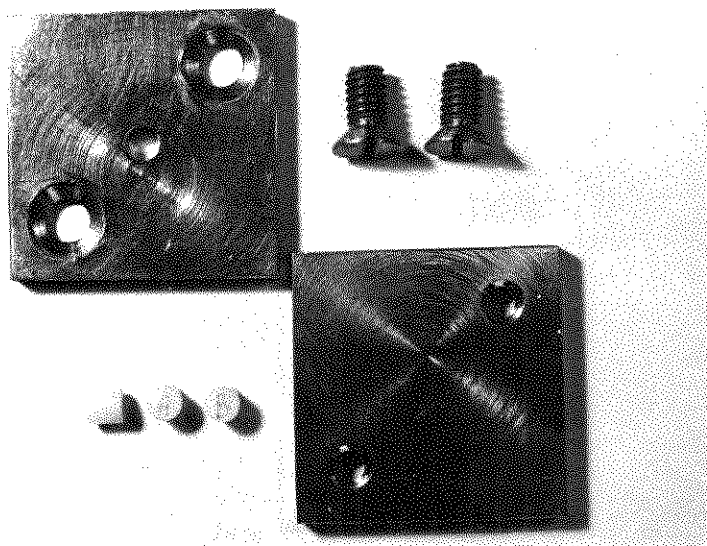


Fig. 2 - Matriz aberta e corpos de prova

#### 4.3.9 - DILATÔMETRO

A maior parte dos dilatômetros, usados comu-  
mente, compõe-se tão somente de um reservatório de vi-  
dro - onde será colocado o corpo de prova - ligado, por  
uma extremidade, a um tubo graduado, sendo vedado pela-  
outra, por meio de um tampão. Tais aparelhos apresentam,  
a nosso ver, pouca versatilidade e flexibilidade de uso.

Por êsse motivo, preferimos um tipo que, -  
sendo provido de um êmbolo, permitisse a variação ade-  
quada de volume interno, de modo a simplificar todo o  
trabalho de medição e, de certa forma, torná-lo mais -  
acurado.

Ora, a literatura por nós alcançada revelou se extremamente parca em informações sôbre tais aparelhos. Encontramos, no trabalho de, McLEAN (19), uma fotografia de um dilatômetro de êmbolo, mas mesmo assim - destituída de qualquer explicação ou descrição no texto. Sem embargo, tal fotografia nos foi valiosa, pois, serviu-nos de orientação, bem como o de CARVALHO (5), ainda que nos seus aspectos mais gerais, embora tivéssemos, que decidir sôbre muitos permenores obscuros, durante a construção do presente aparelho.

Nosso aparelho (Fig. 3) apresentava uma base com forma de L, feita com uma peça de madeira, de 2 cm de espessura por 7 cm de largura e 30 cm de comprimento, disposta horizontalmente (base horizontal) fixada, por meio de cola, a uma outra peça vertical, do mesmo material, e com dimensões iguais à anterior (base vertical).

A parte funcional do dilatômetro (Esquema - p. 35) compunha-se, em linhas gerais, de uma câmara de vidro, ligada a um tubo capilar, por uma extremidade, e pela outra ligado, por meio de um tubo comum, a uma seringa de vidro, cujo êmbolo podia ser acionado pelo deslocamento de um parafuso micrométrico.

Tentamos, de início, empregar um parafuso - dos comumente encontrados nas casas do ramo, fazendo-o girar dentro de sua porca, fixada à base de madeira. - Tal dispositivo revelou-se, entretanto, falho, pois o ajustamento das duas peças metálicas não era perfeito. Tivemos, então, de usar um parafuso micrométrico, com avanço de 25 mm e subdivisão de avanço de 1/50 de mm, - de marca "CARL MAHR ESSLINGEN a. N." (Esq.C), retirando

o de um microscópio de medições LEITZ, o que funcionou com a precisão desejada.

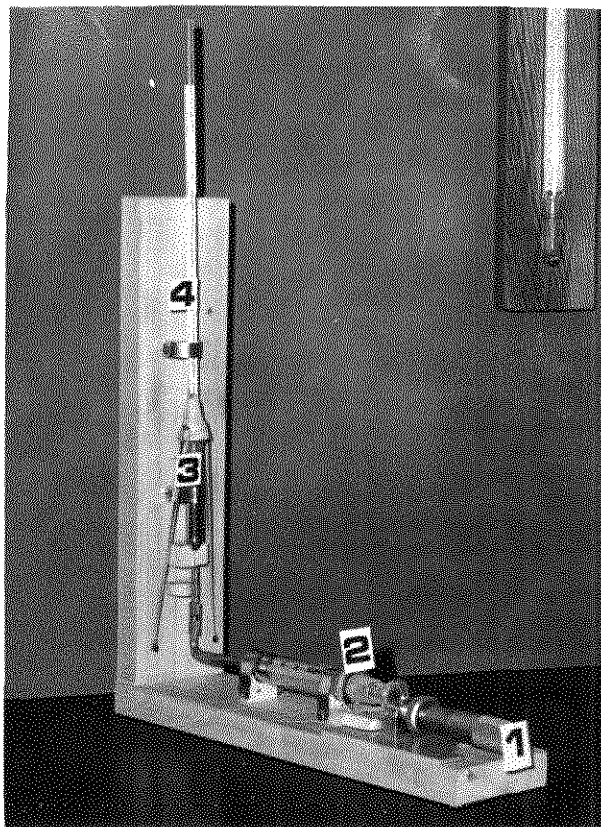


Fig. 3 - Dilatômetro

- 1 - Parafuso micrométrico
- 2 - Seringa
- 3 - Câmara de vidro
- 4 - Capilar

O parafuso micrométrico foi fixado a um pequeno prisma de madeira, prêso por cola à base horizontal (Esq. A).

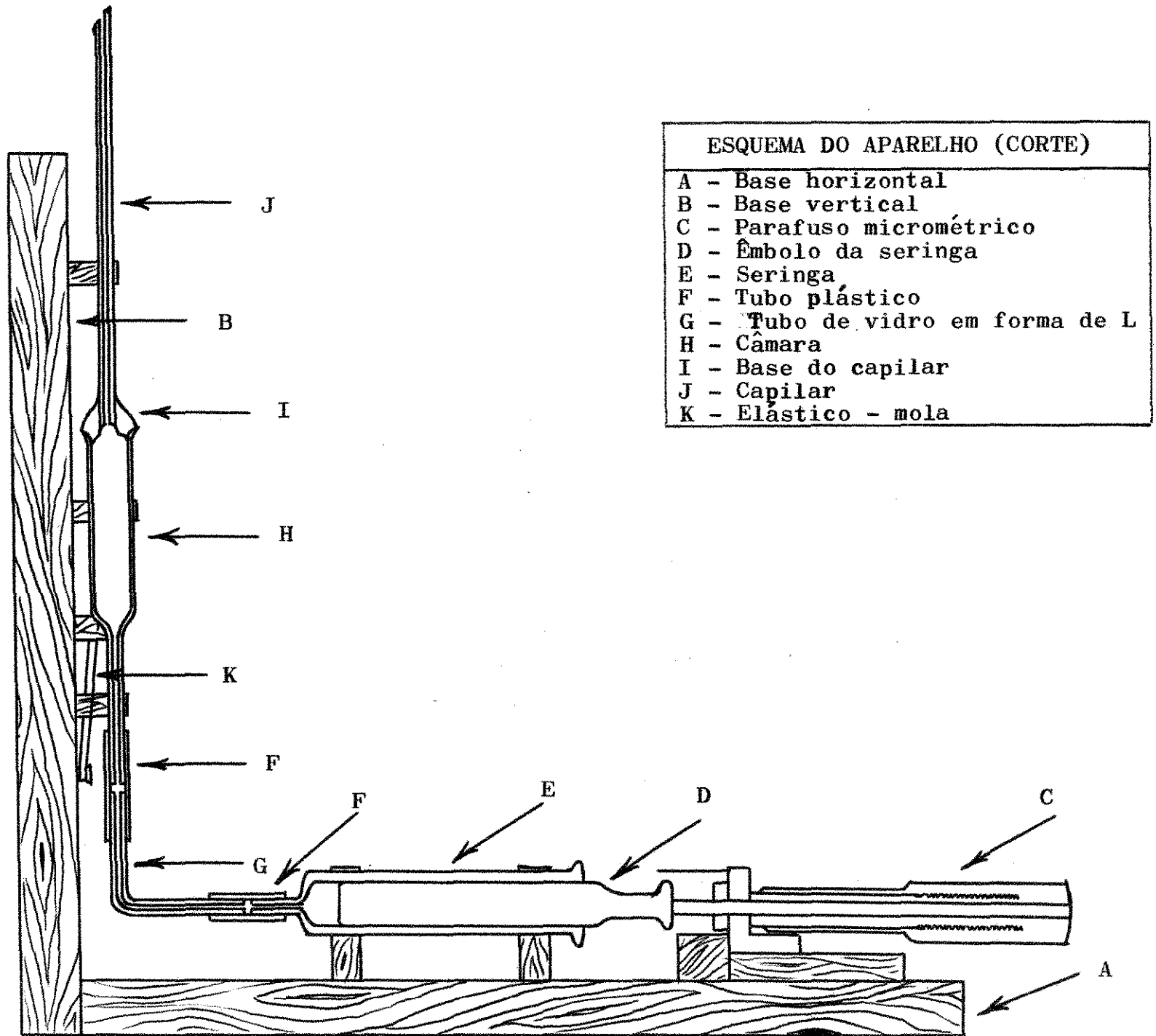
A seringa usada era de vidro, como dissemos, de marca "SAGA" e com capacidade de  $10 \text{ cm}^3$ , e foi utilizada apenas como reservatório de capacidade variável, -



não interferindo sua graduação nas medições realizadas (Esq. E). Foi fixada a dois suportes prismáticos de madeira, por meio de braçadeiras de aço, sendo os suportes, por sua vez, colados à base horizontal.

O terminal da seringa era ligado, por intermédio de um tubo plástico (Esq. F), a um tubo de vidro, em forma de L (Esq. G), cujo ramo vertical, provido de um segundo tubo de plástico (Esq. F), se ligava à extremidade inferior, estreita, da câmara de vidro (Esq. H). Essa câmara, na sua parte dilatada, onde seria colocado o corpo de prova, apresentava um diâmetro de 0,9 cm, e tinha, na sua parte superior, uma abertura afunilada, para a introdução do corpo de prova. A fixação da câmara à base vertical (Esq. B) foi feita por uma pequena peça de madeira e braçadeira metálica.

A parte superior do aparelho era constituída por um tubo de vidro, de abertura (luz) de 0,9 mm, - que chamamos de "tubo capilar", com 23 cm de comprimento (Esq. J). Esse tubo capilar era prêsso à câmara por meio de uma base confeccionada em gêsso especial - "DUROC", moldada no próprio local (Esq. I). Para impedir eventuais deslocamentos dessa base, foi realizado, na abertura afunilada, um pequeno entalhe. Internamente, essa base de gêsso, apresentava superfície aproximadamente ogival, para evitar a retenção de bolhas de ar. Nessa mesma base, externamente, foram colocadas duas alças de aço, cuja finalidade era manter dois elásticos, com função de mola (Esq. K), prêsos pela outra extremidade à base vertical. Com tais elásticos, e mais a ação do pequeno entalhe citado, ficava perfeitamente assegurada a fixação da base do tubo capilar à extremidade -



ESQUEMA DO APARELHO (CORTE)

- A - Base horizontal
- B - Base vertical
- C - Parafuso micrométrico
- D - Êmbolo da seringa
- E - Seringa
- F - Tubo plástico
- G - Tubo de vidro em forma de L
- H - Câmara
- I - Base do capilar
- J - Capilar
- K - Elástico - mola

afunilada da câmara de vidro.

O tubo capilar, prêso também com braçadeira à base vertical, era provido de marcas graduadas em milímetros, e as leituras eram realizadas com o auxílio de uma lente de distância fixa, tipo "conta fios", e que permitia aproximações até décimos de milímetro.

#### 4.3.9.1 - FUNCIONAMENTO DO DILATÔMETRO

##### 4.3.9.1.1 - COLOCAÇÃO DO MERCÚRIO NO APARELHO

O primeiro passo para o funcionamento do aparelho é o seu preenchimento com mercúrio. Como a introdução desse metal pela parte superior da câmara poderia acarretar a retenção de bolhas de ar, decidimos introduzi-lo pela parte inferior, enchendo previamente a seringa, ligando-a ao tubo de conexão correspondente, e, em seguida, exercendo pressão no êmbolo até que o mercúrio preenchesse toda a câmara e atingisse, uma altura conveniente.

##### 4.3.9.1.2 - OBTENÇÃO DO "PONTO ZERO" NO APARELHO

Fechada a câmara, girávamos o parafuso micrométrico, promovendo o seu avanço, obrigando o nível de mercúrio a subir até um determinado ponto do capilar, que convencionamos ser o "ponto zero", ou seja, o ponto de referência inicial. Era, então, observada a marca correspondente na escala do micrométrico, que foi anotada.

Tínhamos sempre o cuidado de não girar o êm

bolo da seringa, que era provido de um pequeno entalhe de referência, para determinar a posição de uma geratriz.

#### 4.3.9.1.3 - DETERMINAÇÃO DO VOLUME ÚTIL DA MATRIZ

Considerando, a priori, como discutível a estimativa, obtida por processo geométrico, da capacidade volumétrica da cavidade tronco-cônica da matriz que serviu de fôrma para o corpo de prova, decidimos avaliar o seu volume também por meio do mercúrio. A nosso ver, isto induziria a desejada homogeneidade no método adotado.

Para tal, baixávamos, inicialmente, o nível do mercúrio, por meio do recuo do micrométrico, e abrindo a câmara, retirávamos, com auxílio de um conta-gotas, certa quantidade do metal.

Fazendo a parte superior da matriz repousar sobre uma placa de vidro, colocávamos mercúrio na cavidade e, quando estava totalmente cheia, fazíamos pressão com outra placa de vidro, pela parte superior, expulsando, dêsse modo, todo o excesso de mercúrio, que formava um menisco convexo.

Obtínhamos, dessa maneira, o volume de mercúrio correspondente ao volume da cavidade, quando limitada por planos paralelos rasantes às superfícies superior e inferior da matriz. Esse mercúrio foi então colhido e medido em uma pipeta graduada, de 0,1 ml, dando como resultado  $V_m = 0,101$  ml.

Cumpre notar, entretanto, que o volume assim determinado e o volume calculado geomêtricamente, -

por meio da fórmula

$$V_m = \frac{\pi \cdot h}{3} ( R^2 + r^2 + R \cdot r ),$$

empregando os dados obtidos com o auxílio do microscópio de medições "LEITZ", coincidiram, de maneira bastante precisa.

Recolocávamos no aparelho o excesso de mercúrio usado para preencher a matriz.

Tínhamos então, no dilatômetro, o volume inicial de mercúrio, menos o correspondente ao volume da cavidade da matriz.

#### 4.3.10 - ESTUFA

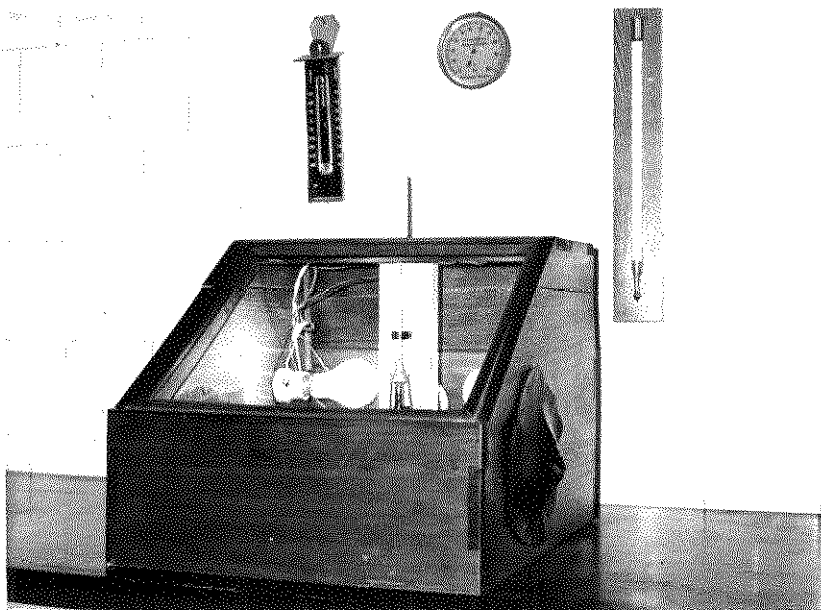


Fig. 4 - Estufa contendo dilatômetro

A estufa (Fig. 4) era feita de madeira apresentando duas aberturas (janelas) laterais, protegidas por diafrágm~~as~~ de borracha, providos de dois cortes centrais em cruz, por onde podíamos introduzir as mãos. A frente da estufa possuía uma terceira janela, esta envidraçada, para permitir a visão do seu interior, no qual eram colocados o dilatômetro, a matriz e os corpos de prova.

A estufa era mantida à temperatura de 37 - mais ou menos 0,5° C, regulada por um termostato "DO - VER", sendo o calor fornecido por duas lâmpadas de 40 watts e 125-130 volts.

#### 4.4. - MÉTODOS

O nosso objetivo, neste trabalho, é pesquisar as alterações volumétricas que ocorrem durante o processo de polimerização de resinas acrílicas para restaurações diretas. Para isso, tivemos que efetuar medições volumétricas, de elevado grau de precisão, em corpos de prova desse material, obtidos em matriz de volume conhecido. Para a medida do volume do corpo de prova, depois de polimerizado, usamos então o dilatômetro por nós construído, descrito à página 31.

##### 4.4.1 - DETERMINAÇÃO DO VOLUME DO CORPO DE PROVA DE RESINA ACRÍLICA

Para observar, então, as alterações volumétricas sofridas pelo material, colocávamos o corpo de prova na câmara do dilatômetro, fixávamos com elásticos a base que suporta o capilar e, fazendo avançar o parafuso micrométrico, elevávamos o nível de mercúrio, ficando o corpo imerso no mesmo.

Quando a escala do micrométrico atingia o ponto anteriormente anotado (correspondente ao ponto zero convencional), tínhamos no capilar uma coluna de mercúrio de altura diferente da inicial, e podíamos assim conhecer a alteração de volume sofrida pelo corpo, uma vez que houveramos já determinado o diâmetro da luz do "tubo capilar".

Realmente, sendo de 0,9 mm esse diâmetro, tornou-se simples calcular o volume correspondente à qualquer variação de nível do mercúrio nesse tubo, bas-

tando para isso, empregar a conhecida fórmula do volume do cilindro

$$\gamma = \pi r^2 \cdot h$$

ou seja, no caso

$$\gamma = 3,1416 \cdot (0,45)^2 \cdot 1,00$$

onde  $\gamma$  corresponde ao volume da coluna de mercúrio no capilar, considerando-se h igual a 1 mm da altura dessa mesma coluna.

#### 4.4.2 - DETERMINAÇÃO DA ALTERAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELO CORPO DE PROVA

A variação volumétrica percentual apresenta da por êsse corpo de prova, no momento da sua medição, será expressa por:

$$\Delta V_c\% = \frac{\gamma \cdot \Delta h \cdot 100}{V_m}$$

onde  $\Delta V_c$  é a variação de volume do corpo de prova,  $\gamma$  - corresponde ao volume da coluna de mercúrio com 1 mm de altura,  $\Delta h$  é a variação da altura da coluna de mercúrio no capilar, e,  $V_m$  corresponde ao volume útil da matriz.

Julgamos interessante variar as técnicas de obtenção, empregando a chamada de não pressão ou de NEALON; a de compressão, e também a técnica mista, por sua vez bem descritas por SKINNER & PHILLIPS (33).

Achamos também vantajoso, não obstante, introduzir mais uma possível causa de variação, de modo a obtermos respostas mais completas do experimento ini -



cialmente planejado. Assim, decidimos, em certas séries de corpos de prova, retirá-los da matriz logo que suas condições de polimerização o permitissem - o que ocorria entre 3,5 e 4 minutos depois do início da mistura de pó e líquido (polimerização "livre"). Embora, nas outras séries, os corpos só eram retirados da matriz, 10 minutos após o preenchimento da fôrma (polimerização "confinada"), VIEIRA (37).

Para cada grupo diferente, confeccionamos 5 (cinco) corpos de prova, número considerado satisfatório, segundo o plano estatístico, e como variamos ainda, as marcas dos materiais - 3; às técnicas - 3; e as condições de polimerização - 2, obtivemos no final o número total de

$5 \times 3 \times 3 \times 2 = 90$  corpos de prova, como discriminamos abaixo:

-- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica de NEALON, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica de compressão, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica mista, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica de NEALON, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica de compressão, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica mista, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela técnica de NEALON, com polimerização confinada;

-- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela

técnica de compressão, com polimerização confinada;

- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela técnica mista, com polimerização confinada;
- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica de NEALON, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica de compressão, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de TEXTON, pela técnica mista, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica de NEALON, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica de compressão, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de KADON, pela técnica mista, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela técnica de NEALON, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela técnica de compressão, com polimerização livre;
- 5 corpos de prova de DENTAFIL, pela técnica mista, com polimerização livre;

Os corpos de prova de cada grupo foram de signados pelas letras "A" "B" "C" "D" "E".

#### 4.4.3 - CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Na técnica da não pressão, ou também chamada do pincel, agimos da maneira como segue:

Após a matriz estar montada, era colocada na estufa a  $37 \pm 0,5^{\circ}$  C, onde permanecia por algum tempo para se aclimar, adquirindo o nível térmico constan-

te desta. A seguir, colocávamos, em um pote de Dappen, certa quantidade de polímero (pó), de uma das marcas estudadas. Num outro recipiente, semelhante ao anterior, com auxílio de um conta-gotas vertíamos cêrca de 10 gotas de monômero (líquido) da mesma marca comercial do polímero usado, ficando os dois recipientes, o do pó e o do líquido, fora da estufa, à temperatura ambiente.

4.1.1. { Em seguida, enquanto com uma das mãos, passava da por uma das janelas laterais da estufa, mantínhamos a matriz, com a outra segurávamos o pincel e o molhávamos no líquido, e, passando pela janela oposta, umedecíamos tôda a parte interna da matriz, onde seriam colocadas várias porções da mistura pó/líquido.

Novamente, o pincel era parcialmente imerso no líquido, colocado em contacto com o pó, que aderira ao pincel embebido em monômero, e aquela pequena porção da mistura era levada à cavidade, tendo-se o cuidado de fazer com que, inicialmente, o soalho da cavidade fôsse recoberto, a começar pelo ângulo formado pelas paredes vertical e horizontal.

De cada vez, o pincel sofria uma rápida limpeza, antes de ser reintroduzido no líquido e levado até o polímero.

Quando se observava que a superfície do material colocado na cavidade se apresentava sem o brilho característico, pincelávamos tal superfície com líquido, até que ela adquirisse o aspecto normal típico.

A operação de levar a mistura monômero/polímero à cavidade era repetida por cêrca de 10 vêzes, que era, em média, o número de porções necessário ao preenchimento da cavidade, com algum excesso.

No início do trabalho, era posto em funcionamento o cronômetro. Observamos que, depois de cêrca - de 3 minutos e 30 segundos, a cavidade estava preenchida, o que nos dava aproximadamente 20 segundos de intervalo entre a aplicação de duas porções consecutivas.

Depois de estar completa esta fase, era a matriz deixada na estufa, tendo-se o cuidado de cobrir tôda a superfície do material com lâmina de estanho, para impedir a evaporação do monômero da camada superficial (Vieira (37)).

Quando era empregada a polimerização "confinada", depois de 10 minutos do preenchimento da cavidade, o excesso de material era recortado com a espátula de lâmina afiada, e separávamos as partes da matriz, retirando o corpo de prova, por meio de leve pancada dada com a peça para remoção. Em seguida, era o corpo colocado no dilatômetro, para a primeira leitura. Depois que se anotava o resultado, retirava-se do aparelho o corpo de prova, que era em seguida armazenado na estufa até o momento da próxima medição, o que ocorria 1 hora após sua retirada da matriz. Após essa verificação, fizemos outras em cada 24 horas. Nas primeiras etapas do nosso trabalho, realizamos leituras durante 15 dias consecutivos. Entretanto, logo verificamos ser desnecessária essa prática, dada a constância de resultados, notada logo depois das 24 horas iniciais.

Sempre que foi empregada a técnica de NEALON, repetimos em todos os materiais ensaiados, com a maior regularidade possível - com exceção do prazo restrito em que o material era deixado na cavidade para polimerizar, na técnica da polimerização "livre" - os pas

sos empregados para obtenção dêsse corpo de prova.

Quando era usada a técnica da compressão, - depois de montada a matriz e deixada por um certo período de tempo na estufa para que se aclimatasse, procedíamos a mistura do monômero e polímero em um Dappen, seguindo as proporções indicadas pelo fabricante. Entretanto, para o preparo dos corpos de prova de DENTAFIL, a proporção de materiais foi por nós determinada, após compararmos várias consistências conseguidas com diferentes porções de pó e líquido.

#### QUADRO I

Material	pó(em g)	líquido(em cm <sup>3</sup> )
TEXTON	1,4	1,0
KADON	1,2	1,0
DENTAFIL	1,4	1,0

As quantidades (quadro I) eram pesadas e medidas momentos antes do início da mistura, tendo-se utilizado para isso da balança "Metler" e pipeta "Assistent".

Colocávamos o monômero no frasco e, em seguida, íamos juntando polímero, até que toda a quantidade de pesada fôsse incorporada. Nesse momento, iniciávamos a cronometragem.

Então, percutíamos levemente o frasco sobre a mesa, visando a obter o afloramento de parte do líquido à superfície da mistura. Usando em seguida uma espátula de aço inoxidável, realizávamos apenas os movimentos necessários para que todo o polímero usado fôsse embebido pelo monômero, produzindo massa de consistência

homogênea.

Permanecendo sempre a matriz no interior da estufa, promovíamos a obtenção do corpo de prova, usando instrumento de aço inoxidável, em forma de espátula, para levar o material à cavidade deixando algum excesso de resina acrílica sobre a cavidade já preenchida.

Como isolante usávamos uma tira de aço (matriz), e sobre a mesma colocávamos um disco, de diâmetro maior que o da cavidade, sobre o qual se exercia uma pressão constante, durante 10 minutos. Decorrido esse prazo, retirávamos o disco, a "matriz", e recortávamos o excesso de resina. Separando as partes da matriz, retirávamos o corpo de prova colocando-o, em seguida, no dilatômetro para ensaio.

Também nesta técnica realizávamos a variante que denominamos de polimerização "livre", já descrita anteriormente. Para isso, mantivemos o corpo de prova sob compressão, durante o prazo necessário para que o material adquirisse consistência que permitisse a sua retirada da matriz, o que ocorria cerca de 4 minutos após a junção pó/líquido.

O corpo era, em seguida, deixado na estufa, por mais 10 minutos, quando então sofria o ensaio no dilatômetro, ensaio esse repetido após 1 hora, sempre a contar da sua remoção da matriz, e reiterado ainda depois de 24 horas.

A terceira técnica usada - mista - foi uma associação das anteriores, e realizamo-la segundo as indicações de SKINNER (33).

A matriz, estando em condições de uso, receberia o material em duas fases distintas. Logo depois -

de preparados o material e os instrumentos, realizávamos o preenchimento de aproximadamente um terço da cavidade, seguindo a técnica do pincel, já descrita, e, posteriormente, completávamos o corpo de prova com material já misturado, do modo como foi exposto na descrição da técnica de compressão. Exercemos uma pressão constante, pelo tempo que requeria cada uma das duas variações da técnica.

Dessa maneira, o corpo de prova foi feito por intermédio da associação das duas técnicas, e, depois de terminado, teve uma série removida após 10 minutos do preenchimento, e a outra série assim que as condições de trabalho o permitiram.

As observações das alterações sofridas tiveram sequência semelhante às empregadas para os outros corpos de prova anteriormente feitos, isto é, aos 10 minutos, 1 hora e 24 horas.

oooOooo

5 - RESULTADOS OBTIDOS



- TABELA 1 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE - TEXTON

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
T E X T O N	NEALON	A	5,14 /	5,46	5,58
		B	5,01	5,33	5,39
		C	5,20	5,52	5,58
		D	5,08	5,39	5,52
		E	4,95	5,20	5,27
		MÉDIAS	5,07	5,38	5,47
	COMPRESSÃO	A	5,84 3	6,22	6,28
		B	5,71	5,96	5,96
		C	5,90	6,28	6,41
		D	5,84	6,15	6,22
		E	5,96	6,22	6,35
		MÉDIAS	5,85	6,17	6,24
	MISTA	A	5,46 2	6,77	5,84
		B	5,39	5,65	5,77
		C	5,52	5,84	5,96
		D	5,33	5,65	5,71
		E	5,27	5,46	5,58
		MÉDIAS	5,39	5,67	5,77

\* - material  
 \*\* - técnicas  
 \*\*\* - corpos de prova

- TABELA 2 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE - KADON

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
K A D O N	NEALON	A	6,85 1	7,17	7,23
		B	6,92	7,23	7,36
		C	6,73	7,04	7,11
		D	6,74	7,11	7,23
		E	6,66	6,92	6,98
	MÉDIAS		6,78	7,09	7,16
	COMPRESSÃO	A	7,04 3	7,49	7,62
		B	7,30	7,93	7,93
		C	7,36	7,93	8,00
		D	7,30	7,87	7,93
		E	7,11	7,74	7,81
	MÉDIAS		7,22	7,79	7,86
	MISTA	A	6,98 2	7,36	7,42
		B	7,04	7,49	7,55
		C	6,98	7,42	7,49
		D	6,85	7,17	7,30
		E	6,92	7,23	7,30
	MÉDIAS		6,95	7,34	7,41

\* - material  
 \*\* - técnicas  
 \*\*\* - corpos de prova

- TABELA 3 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE - DENTAFIL

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
D E N T A F I L	NEALON	A	6,15 1	6,41	6,47
		B	6,03	6,22	6,28
		C	6,22	6,47	6,60
		D	6,09	6,41	6,47
		E	6,15	6,47	6,54
	MÉDIAS		6,13	6,40	6,47
	COMPRESSÃO	A	6,47 3	7,11	7,17
		B	6,60	7,49	7,55
		C	6,66	7,42	7,49
		D	6,54	7,49	7,55
		E	6,41	7,30	7,42
	MÉDIAS		6,54	7,36	7,44
	MISTA	A	6,22 2	6,54	6,60
		B	6,15	6,47	6,54
		C	6,28	6,66	6,73
D		6,35	6,60	6,73	
E		6,28	6,54	6,60	
MÉDIAS		6,26	6,56	6,64	

\* - material  
 \*\* - técnicas  
 \*\*\* - corpos de prova

- TABELA 4 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA. -  
TEXTON

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
T E X T O N	NEALON	A	3,49 1	3,68	3,81
		B	3,42	3,68	3,68
		C	3,61	3,87	3,93
		D	3,55	3,93	4,00
		E	3,68	4,00	4,06
	MÉDIAS		3,55	3,83	3,89
	COMPRESSÃO	A	4,12 3	4,31	4,38
		B	4,25	4,63	4,76
		C	3,74	4,12	4,31
		D	3,93	4,50	4,63
		E	4,00	4,44	4,57
	MÉDIAS		4,01	4,40	4,53
	MISTA	A	4,00 2	4,25	4,25
		B	3,55	3,81	3,93
		C	3,68	3,87	4,06
		D	3,61	3,93	4,00
		E	3,55	3,93	4,06
	MÉDIAS		3,68	3,96	4,06

\* - material  
\*\* - técnica  
\*\*\* - corpos de prova

- TABELA 5 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA - KADON

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
K A D O N	NEALON	A	3,68 1	4,06	4,19
		B	3,81	4,25	4,31
		C	3,61	4,06	4,12
		D	3,81	4,12	4,25
		E	3,93	4,38	4,50
	MÉDIAS		3,77	4,17	4,27
	COMPRESSÃO	A	4,44 }	5,46	5,58
		B	4,57	5,08	5,20
		C	4,31	5,01	5,20
		D	4,25	4,95	5,14
		E	4,44	5,27	5,33
	MÉDIAS		4,40	5,15	5,29
	MISTA	A	3,87 2	4,63	4,69
		B	4,19	4,82	4,95
		C	4,31	4,88	5,01
D		4,19	4,76	4,88	
E		3,93	4,69	4,76	
MÉDIAS		4,10	4,76	4,86	

\* - material  
 \*\* - técnica  
 \*\*\* - corpos de prova

- TABELA 6 -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADA PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA - DENTAFIL

*	**	***	10 minutos	1 hora	24 horas
D E N T A F I L	NEALON	A	3,81	4,12	4,19
		B	3,74	4,31	4,44
		C	3,87	4,12	4,12
		D	3,81	4,06	4,12
		E	3,93	4,44	4,44
		MÉDIAS	3,83	4,21	4,26
	COMPRESSÃO	A	4,31	5,14	5,27
		B	4,25	5,14	5,20
		C	4,38	5,08	5,14
		D	4,44	5,20	5,33
		E	4,31	5,01	5,14
		MÉDIAS	4,34	5,11	5,21
	MISTA	A	4,31	4,63	4,76
		B	4,38	4,76	4,88
		C	4,19	4,69	4,76
		D	3,93	4,57	4,69
		E	4,25	4,63	4,69
		MÉDIAS	4,21	4,66	4,76

\* - material  
 \*\* - técnicas  
 \*\*\* - corpos de prova

- TABELA 7 -

MÉDIAS DA CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL APRESENTADAS  
PELOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS A ENSAIO - TEXTON -  
KADON - DENTAFIL

*	**	10 minutos	1 hora	24 horas	***
TEXTON	NEALON ...	5,07	5,38	5,47	LIVRE
	COMPRESSÃO	5,85	6,17	6,24	
	MISTA ....	5,39	5,67	5,77	
	NEALON ...	3,55	3,83	3,89	CONFIN.
	COMPRESSÃO	4,01	4,40	4,53	
	MISTA ....	3,68	3,96	4,06	
KADON	NEALON ...	6,78	7,09	7,16	LIVRE
	COMPRESSÃO	7,22	7,79	7,86	
	MISTA ....	6,95	7,34	7,41	
	NEALON ...	3,77	4,17	4,27	CONFIN
	COMPRESSÃO	4,40	5,15	5,29	
	MISTA ....	4,10	4,76	4,86	
DENTAFIL	NEALON ...	6,13	6,40	6,47	LIVRE
	COMPRESSÃO	6,54	7,36	7,44	
	MISTA ....	6,26	6,56	6,64	
	NEALON ...	3,83	4,21	4,26	CONFIN
	COMPRESSÃO	4,34	5,11	5,21	
	MISTA ....	4,21	4,66	4,76	

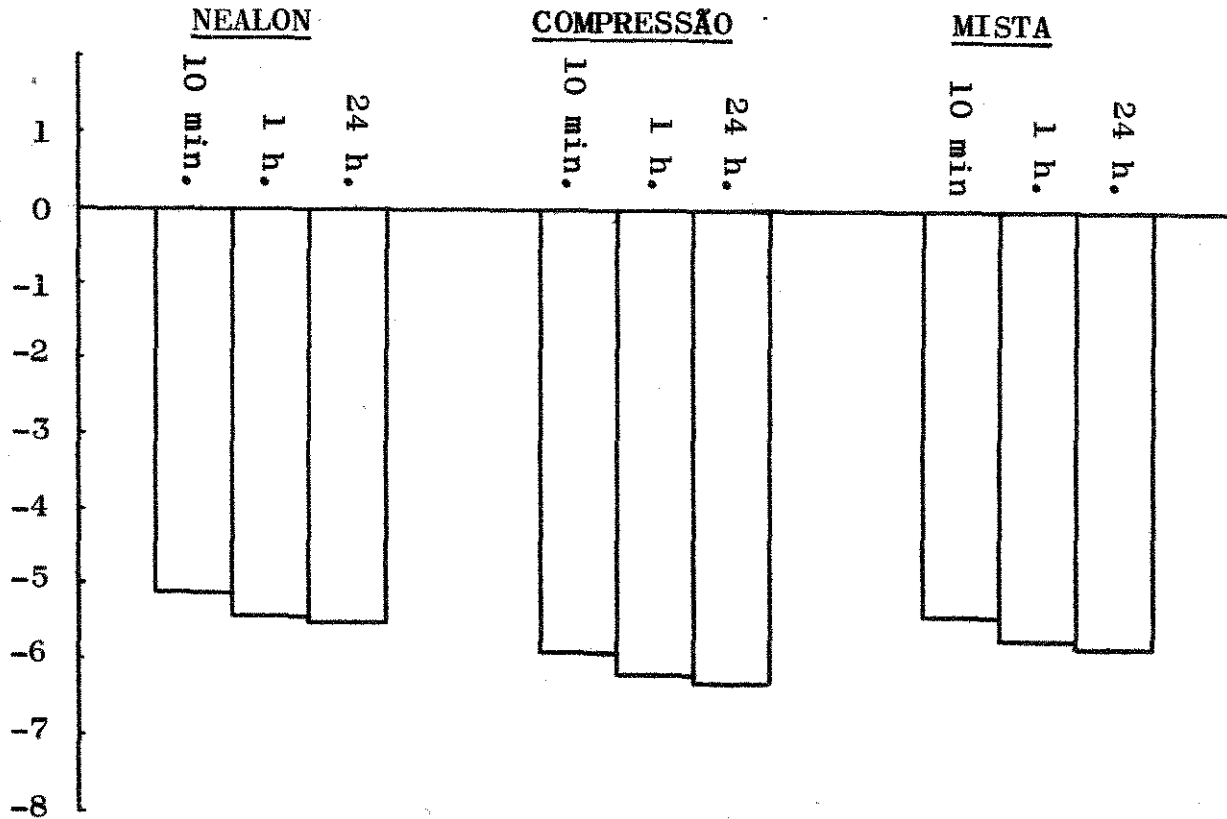
\* - materiais

\*\* - técnicas

\*\*\* - forma de polimerização

- GRÁFICO I -

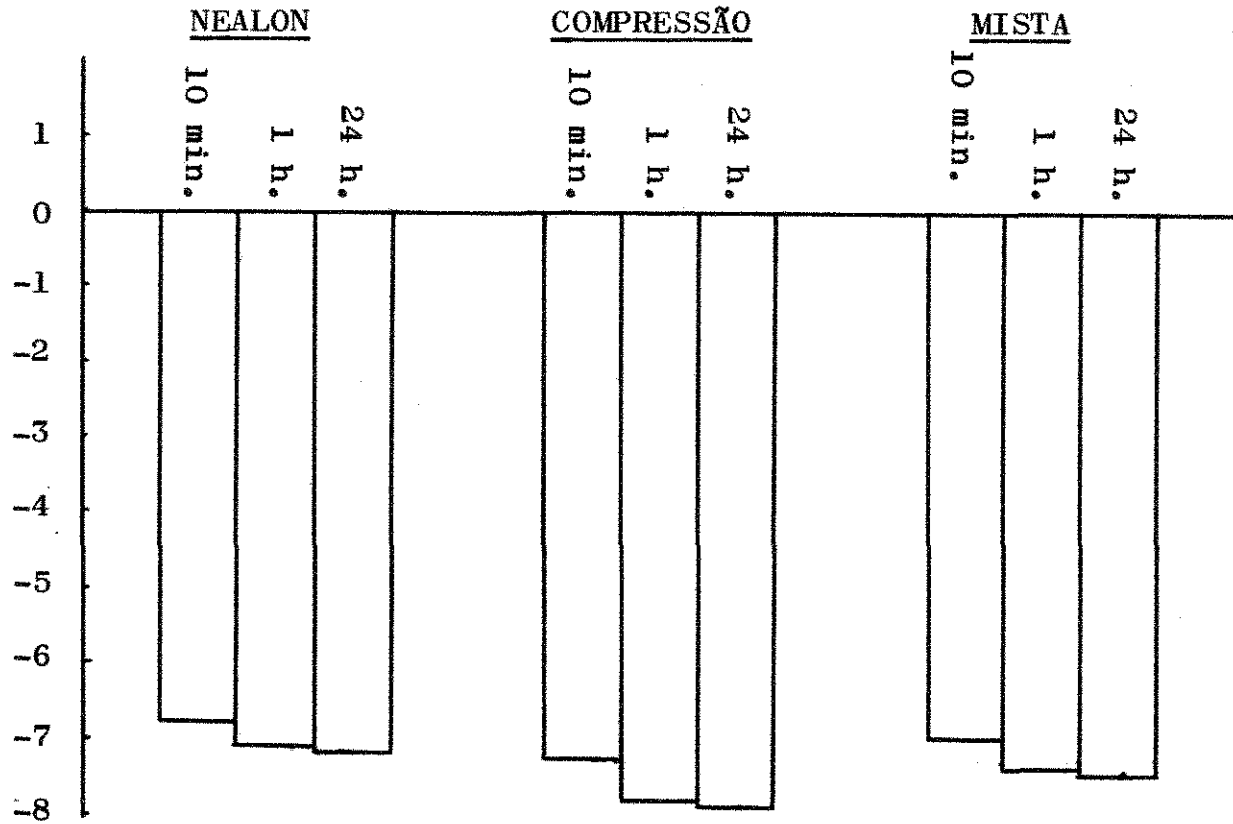
CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE  
PROVA DE TEXTON QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE





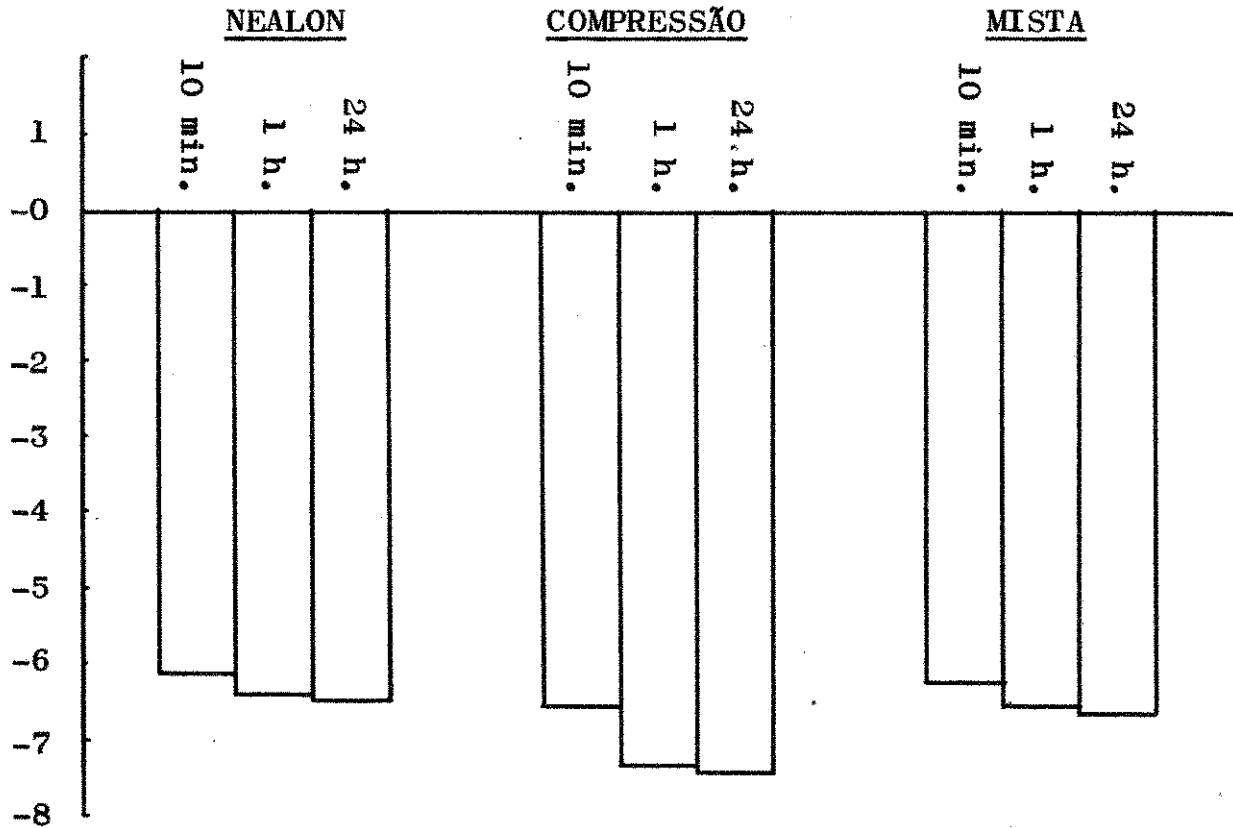
-GRÁFICO II-

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE  
PROVA DE KADON QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE.



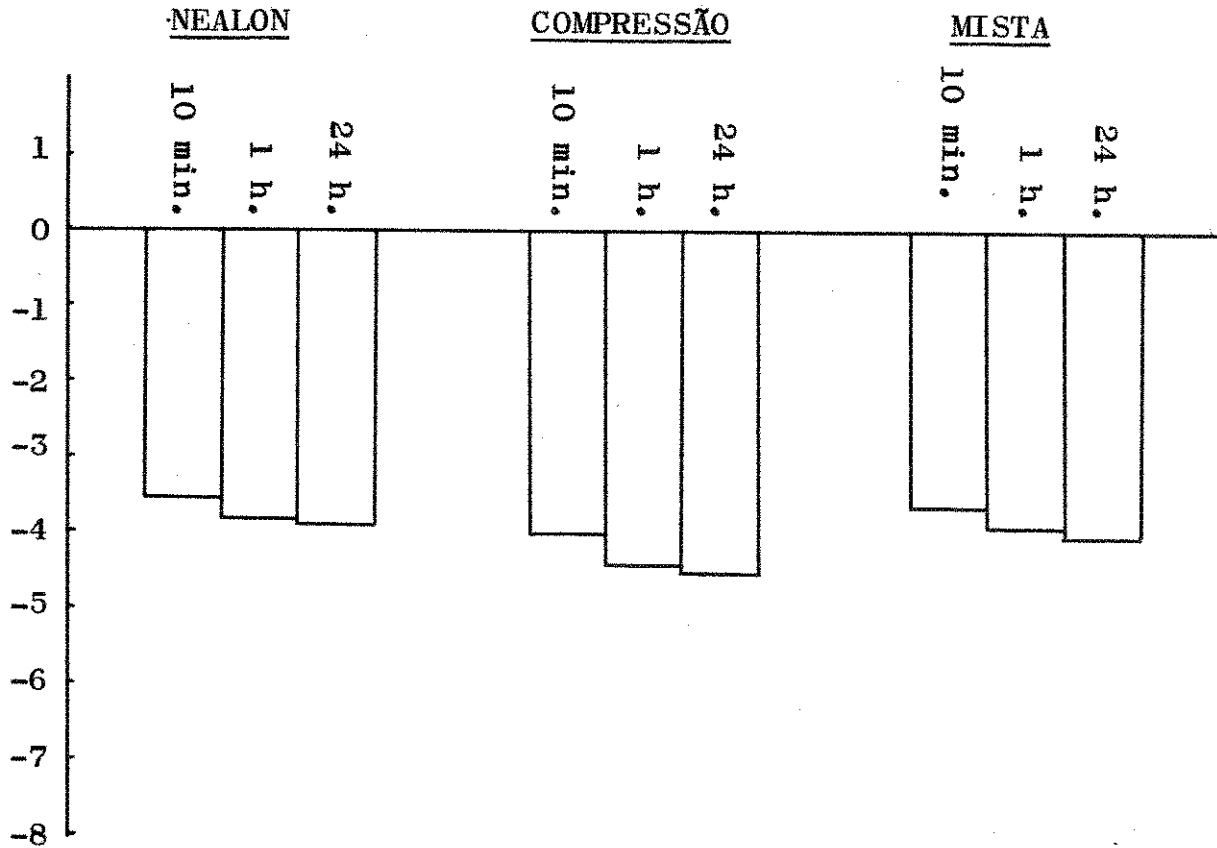
-GRÁFICO III-

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE PROVA DE DENTAFIL QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO LIVRE



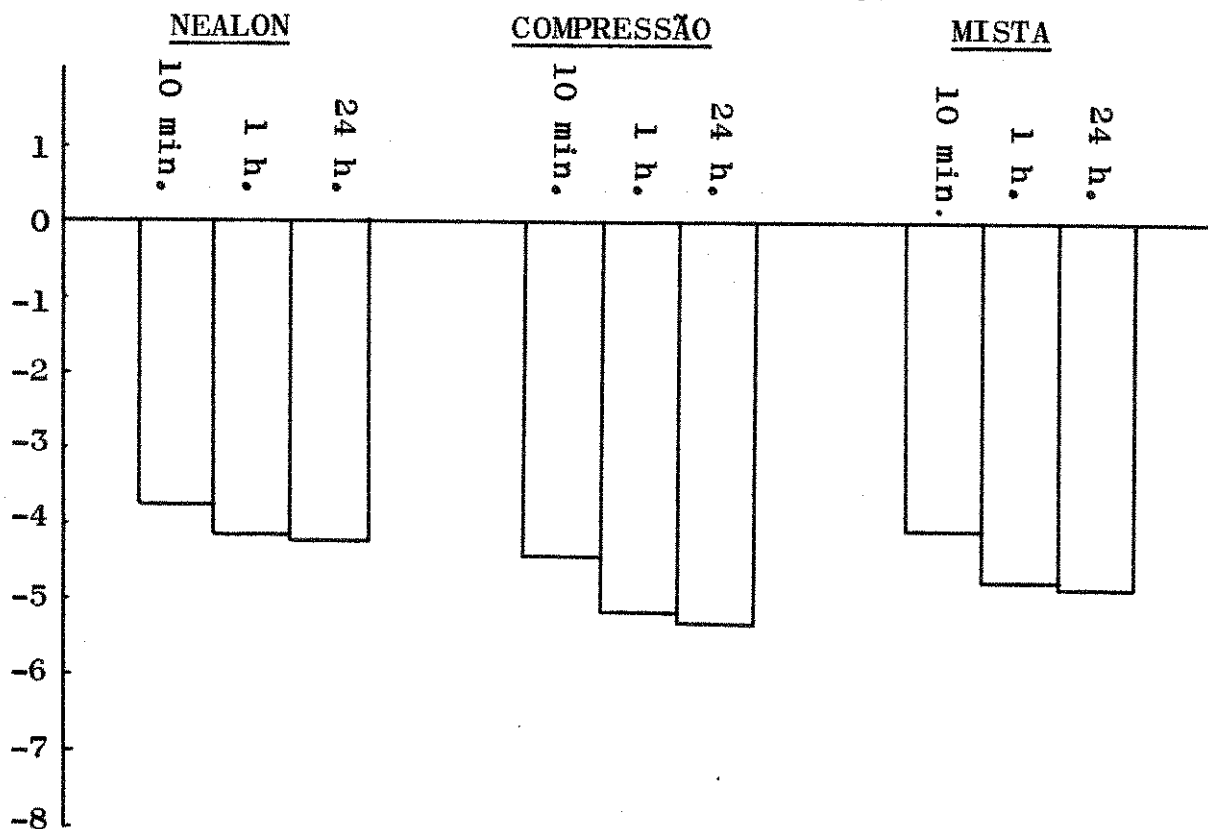
-GRÁFICO IV-

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE PROVA DE TEXTON QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA



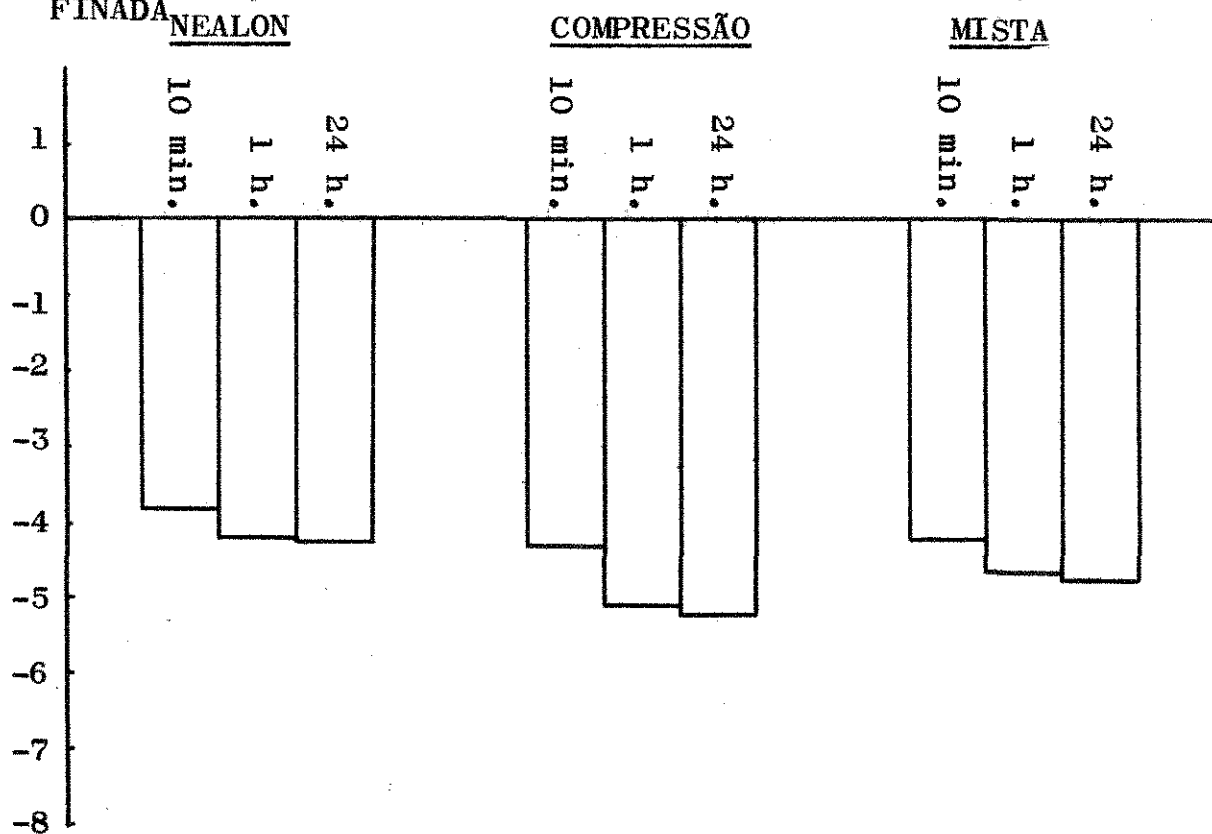
- GRÁFICO V -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE PROVA DE KADON QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA



- GRÁFICO VI -

CONTRAÇÃO VOLUMÉTRICA PERCENTUAL SOFRIDA PELOS CORPOS DE PROVA DE DENTAFIL QUANDO SUBMETIDOS À POLIMERIZAÇÃO CONFINADA



## 6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Na análise dos experimentos efetuados, salientam-se alguns dados que têm importância tanto teórica como prática, pois referem-se às qualidades apresentadas pelas resinas acrílicas que podem interessar diretamente ao clínico, na sua importante tarefa de escolher a técnica e o material mais adequados para o seu trabalho. Outros dados apresentam também interesse, valendo, entretanto, como conhecimento teórico do material, à disposição de futuros e eventuais pesquisadores.

O principal aspecto revelado em nosso estudo, refere-se ao fato de que as três resinas acrílicas e todas as técnicas que empregamos apresentaram resultados de contração que se situam quantitativamente dentro dos limites expectáveis.

Apesar das condições de trabalho e materiais utilizados por, TYLMAN & PEYTON (36); PAFFENBARGER et alii (22); CHRISTIE (6); COY et alii (7); CARVALHO (5); SMITH & SCHOONOVER (34); PAFFENBARGER et alii (24) e SKINNER (31), serem diferentes dos experimentos por nós realizados, pudemos observar que os limites de variação volumétrica sofridos pelos nossos corpos de prova, e dos citados autores, situam-se numa mesma faixa.

Com efeito, encontramos, na tabela 7, a maior contração, revelada nos ensaios, que foi de 7,86%, após 24 horas, referente ao KADON, na técnica de compressão, quando polimerizado sob forma "livre"; ao passo que a menor contração igual a 3,55%, foi encontrada, após 10 minutos, no TEXTON, na técnica de NEALON (pin -

cel), polimerizado sob forma "confinada".

Entre os valores citados, pudemos observar uma variação das percentagens, quando eram diferentes os materiais, as técnicas e a forma como o corpo de prova era deixado a polimerizar.

Considerando os diferentes materiais empregados notamos que o TEXTON, em geral apresenta menores resultados de contração. Em seguida situa-se o Dentafil, vindo finalmente o KADON, com as maiores contrações volumétricas.

Do ponto de vista das técnicas empregadas - a do pincel (NEALON), da compressão e mista - a que sistematicamente apresentou os melhores, isto é, os menores resultados foi a de NEALON, concordando, destarte, com a análise teórica feita por aquêle autor. Por exemplo, na tabela 7, vê-se que para o TEXTON, processado sob forma confinada, o resultado apresentado depois de 24 horas, quando se usa a técnica de NEALON, é de 3,89% de contração volumétrica. No mesmo caso, a técnica mista resulta em 4,06%, e a técnica de compressão em 4,53%.

Essa ordem - técnica do pincel em primeiro lugar, depois a mista e finalmente a da compressão - persiste em todos os resultados, de modo a não deixar dúvidas sobre a eficiência relativa das técnicas.

Quanto às duas condições sob as quais se dá a polimerização, isto é, processo de polimerização "confinada" e processo "livre", ficou demonstrado que com o confinamento se obtém menor contração que no caso do corpo de prova ser deixado a polimerizar-se fora da cavidade. Uma explicação que achamos razoável para êsse fato, é que a resina sempre encontra pontos de retenção

nas paredes com as quais entra em contacto.

A diminuição volumétrica sofrida pelo corpo de prova nos primeiros 10 minutos, corresponde à sua - quase totalidade, sendo que a diferença entre 1 hora e 10 minutos, a contração varia de cêrca de 0,3% a 1,0% e de 1 hora para 24 horas aparece uma alteração ao redor de 0,1%.

Podemos considerar como contração total, - aquela observada quando o corpo de prova completa 24 ho- ras, pois, apesar de termos ainda notado uma contração após êsse tempo, acreditamos ser destituída de qualquer interêsse prático, por se apresentar deveras pequena.

Os dados apresentados abaixo, são baseados nêsse tempo.

Observando-se a tabela 7 verificamos que a menor contração quando se deixou o corpo de prova a po- limerizar livremente, foi de 5,47%, encontrada para o TEXTON, na técnica do pincel. A maior, no mesmo tipo de polimerização, foi de 7,86%, dada pelo KADON, pela téc- nica de compressão.

No caso de polimerização confinada a menor contração se verificou quando o TEXTON, foi usado pela técnica do pincel, com 3,89% e a maior quando o mate- - rial era KADON e a técnica usada foi a da compressão, - com 5,29%.

O DENTAFIL, material que se manteve com ní- veis de contração intermediários, teve como menor alte- ração 4,26% quando usado pela técnica do pincel e com polimerização confinada, e 7,44% na técnica de compres- são e com polimerização livre.

Através do tratamento estatístico - análise



de Variância e teste de TUKEY - a que foram submetidos os resultados dos experimentos, notamos pela análise de Variância que:

~~\_\_\_\_\_~~ a) Aos 10 minutos de polimerização livre;  
a.1) Os materiais se comportam diferentemente entre si;

a.2) As técnicas de obtenção dos corpos de prova são fatores determinantes nas variações dos coeficientes de contração.

a.3) Nesse tempo, a interação materiais X técnicas não provocou diferenças apreciáveis.

~~\_\_\_\_\_~~ b) Nos corpos com 10 minutos de polimerização confinada:

b.1) Não houve significação estatística nos resultados observados, quando se usaram materiais de marcas diferentes.

b.2) As técnicas usadas tiveram significância estatística nos resultados obtidos.

b.3) A interação materiais x técnicas não foi causa de variação significativa.

~~\_\_\_\_\_~~ c) A diferença de contração entre 1 hora e 10 minutos, quando o corpo era deixado a polimerizar livremente, mostrou alterações estatisticamente significativas, entre os materiais, as técnicas e a interação materiais x técnicas.

d) Entre os 10 minutos e 1 hora, na polimerização confinada houve diferença de contração, com significado estatístico, entre os materiais empregados e as técnicas aplicadas, não sendo, no entanto, significativa a diferença de contração devida a interação materiais x técnicas.

e) Após 24 horas, livres, os corpos de prova mostraram que houve diferença nos coeficientes de contração provocada pelos materiais e pelas técnicas usadas. Não apresentou, entretanto, diferença que pudesse ter significado estatístico quando se fazia a interação material x técnica.

f) Depois de 24 horas, confinado, as diferenças nos resultados encontrados nos experimentos foram provocados pelos materiais, pelas técnicas e também pela interação material x técnica, tendo significado estatístico apreciável.

Pelo teste de TUKEY - com 5% de probabilidades - notamos que os materiais se comportam no que diz respeito à contração, do seguinte modo:

a) Aos 10 minutos e com polimerização livre, o KADON contrai mais que o DENTAFIL, e este mais que o TEXTON. - *melhor*

b) Com 10 minutos os corpos de prova, confeccionados com os três materiais, postos a polimerizar na forma confinada, não apresentam ainda diferenças apreciáveis do ponto de vista estatístico.

c) A diferença de alteração volumétrica sofrida pelos materiais entre os tempos de 10 minutos e 1 hora, quando livres, pode ser dada como significativa - estatisticamente, sendo a alteração sofrida pelo KADON, maior que a do TEXTON, e a deste menor que a do DENTAFIL, não havendo, no entanto, diferença significativa entre o KADON e o DENTAFIL.

d) Quando o material é deixado a polimerizar de forma confinada, pudemos encontrar entre 10 minutos e 1 hora, diferenças com significação estatística -

entre o KADON e TEXTON, entre o DENTAFIL e TEXTON, não havendo, outrossim, diferenças apreciáveis entre o KADON e DENTAFIL.

e) Decorridas 24 horas com o corpo livre, - tivemos alterações significantes entre o KADON, DENTAFIL e TEXTON, tendo o primeiro maior contração que os dois seguintes e o TEXTON menor que o DENTAFIL.

f) No caso de 24 horas confinado, as alterações verificadas foram: KADON e DENTAFIL, contraindo-se mais que o TEXTON, porém, não havendo diferenças significantes entre os dois primeiros.

oooOooo

## 7 - CONCLUSÕES

À luz dos experimentos, e do tratamento estatístico, podemos deduzir que:

1) O TEXTON, sob o ponto de vista das alterações volumétricas, apresenta resultados que sobrepu-  
jam o KADON e o DENTAFIL.

2) Usando-se a técnica de manipulação preconizada por NEALON (pincel) obtivemos índices menores de contração em relação à mista e à de compressão.

3) Os corpos de prova submetidos à polimerização livre apresentaram alterações volumétricas maiores que daqueles confinados.

ooo0ooo

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS (\*)

- 1 - ANDERSON, J.N. - Applied Dental Materials - Black - well Scientific Publications - Oxford, - Great Britain, feb. 1 956, cap. 27 - p.389-390.
- 2 - BLACK, G.V. - Operative Dentistry - Ninth Edition, Vol. II - Henry Kimpton - London, 1955, p. 345.
- 3 - BOWEN, R.L. - Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. J. Am. dent. Ass., Chicago, 66: 56-64, jan., 1963.
- 4 - BROWN, D.W. - Cavity-sealing properties of auto-polymerizing acrylic and zinc phosphate cement. J. dent. Res., Chicago, 32: 652, oct, 1953. (Abs.)
- 5 - CARVALHO, J.A. - Resinas Acrílicas de Rápida Polimerização - Estudo da Contração Volumétrica.- Tese Livre Docência, Fac. Farm. Odont. da - Univ. São Paulo. 1953.
- 6 - CHRISTIE, D.R. - Acrylic fillings - general comments and some experimental data. J. Canad. dent. Ass., Montreal, 17: 427-435, aug. 1951.
- 7 - COY, H.D. et alii - Auto-polymerizing resin fillings. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 44: - 251-260, mar, 1952.
- 8 - COY, H.D. - Direct filling resins. - J. Am. dent. -

Ass., Chicago, 47: 532, nov, 1953.

- 9 - COY, H.D. - Silicate cements and direct filling resins - a comparative study. J. Am. dent. Ass., Chicago, 56: 848-853, june, 1958.
- 10 - CURY, A.S. - A Contração da Matriz de Cêra Durante sua Elaboração. Tese Doutorado, Fac. - Farm. Odont. de Ribeirão Preto. 1967.
- 11 - DAHL, G.S.A. - Apud SKINNER, E. W. - Acrylic Resins: An appraisal of their use in dentistry. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 39: 261-268, sept, 1949.
- 12 - FUSAYAMA, T. et alii. - An improved self-curing acrylic restoration and comparison with silicate cement restoration. J. prosth. Dent., St. Louis. 14: 537-553, may-june 1964.
- 13 - FUSAYAMA, T. et alii. - Relationship between crazing of acrylic resin filings and times of finishing and polishing. J. prosth. Dent., St. Louis, 16: 140-144, jan. feb. 1966.
- 14 - GALEN, R. W. - Review of literature concerning development and importance of dental resins.- Alpha Omegan., Philadelphia, 47: 89-96, sep. 1953.
- 15 - JENSEN, J. R. & SAUSEN, R. E. - Autocuring resin - inoperative dentistry. - J. Canad. dent. Ass., Montreal, 19: 533-534, oct. 1953.

- 16 - LEDESMA, M.P. - Acrilicos de obturación directa. -  
 Modificaciones del color. - Rev. Asoc. -  
odont. argent., Buenos Aires, 41: 353-356,  
 ago. 1953.
- 17 - MADDALENA, H.R. - Guia de Trabajos Prácticos - Fun  
diciones metalicas. - Buenos Aires, Editio -  
 rial Centro Estudiantes - p. 81
- 18 - MAHLER, D.B. - Dental Materials 411 - Laboratory -  
Projects., University of Oregon Dental -  
 School.
- 19 - McLEAN, J.W. - Some physical properties of a new -  
 crosslinked plastic filling material. - -  
Br. dent. J., London, 110: 375-380, jun, -  
 1961.
- 20 - NEALON, F.H. - Acrylic restorations by the operati  
 ve nonpressure procedure. - J. prosth. -  
Dent., St. Louis, 2: 513-527, 1952.
- 21 - NELSEN, R.J. et alii. - Fluid exchange at the mar-  
 gins of dental restorations. - J. Am. dent.  
Ass., Chicago, 44: 288, mar, 1952.
- 22 - PAFFENBARGER, G.C. et alii. - Direct resinous fil-  
 ling materials: an investigation of Vita -  
 filling. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 42:  
 561, may, 1951.
- 23 - PAFFENBARGER, G.C. et alii. - Direct and indirect  
 filling resin: a review of some phisical. -

- and chemical properties. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 47: 516, nov, 1953.
- 24 - PAFFENBARGER, G.C. et alii. - Resin cements and posterior type direct filling resins. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 52: 584, may, 1956.
- 25 - PEYTON, F.A. & MANN, W.R. - Acrylic and styrene resins. Their properties in relation to their uses as a restorative materials. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 29: 1852-1864, oct, 1942.
- 26 - PHILLIPS, R.W. - New concepts in materials used for restorative dentistry. J. Am. dent. Ass., Chicago, 70: 652-661, mar, 1965.
- 27 - REBOSSIO, A.D. - Los Plásticos en la Odontología. - Buenos Aires, Macagno, Landa e Cia. 1949 - cap. 1 - p. 16-17.
- 28 - ROSE, E.E. et alii. - Direct resin filling materials: coefficient of thermal expansion and water sorption of polymethyl methacrylate. - J. dent. Res., Chicago, 34: 589-596, aug, 1955.
- 29 - SAUSEN, R.E. et alii. - Penetration of radiocesium at margins of acrylic restorations made by compressive and noncompressive techniques. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 47: 636-638, dec, 1953.



- 30 - SKINNER, E.W. - Acrylic Resins: An appraisal of -  
their use in dentistry. - J. Am. dent. Ass., Chicago, 39: 261-268, sept, 1949.
- 31 - SKINNER, E.W. - Comparison of the properties and  
uses of cement and acrylic resin in operative  
dentistry. - J. Am. dent. Ass., Chicago,  
58: 27-36, jan, 1959.
- 32 - SKINNER, E.W. & PHILLIPS, R.W. - A Ciência dos Ma-  
teriais Odontológicos., - trad. Francisco -  
Degni e Dioracy F. Vieira, 2ª ed. Bras., São  
Paulo, Livraria Ed. Atheneu S/A. 1962, cap.  
12, p. 219.
- 33 - IDEM, IBIDEM, cap. 13. p.257-261.
- 34 - SMITH, D.L. & SCHOONOVER, I.C. - Direct fillings -  
resins: dimensional changes resulting from  
polymerization shrinkage and water sorption.  
- J. Am. dent. Ass., Chicago, 46: 540-544,  
may, 1953.
- 35 - TYLMAN, S.D. - Where and how may acrylics be used  
in restorative dentistry. - J. Am. dent. Ass. -  
Ass., Chicago, 29: 640-647, apr, 1942.
- 36 - TYLMAN, S.D. & PEYTON, F.A. - Acrylics and Other -  
Synthetic Resins Used in Dentistry. - Phila  
delphia, J.B. Lippincott Company, 1946, -  
cap. 5, p. 124-128.
- 37 - VIEIRA, D.F. - Bases Para a Aplicação Racional dos

Materiais Odontológicos - Roteiro de Trabalhos Práticos. - São Paulo, Livraria Atheneu Ed. S/A. 1964, cap. 16, p. 300.

- 38 - WILLIAMS, L.R.A. - Self-curing restorations in conservative dentistry. - Aust. dent. J., - Sydney, 57: 303, dec, 1953.

---

(\*) Segundo o PNB-66 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas dos títulos e periódicos segundo World List of Scientific Periodicals 4 rd.ed., London, Butterworths., 1963.

---

9 - APÊNDICE

## RESULTADO DA ANÁLISE ESTATÍSTICA

Dos valores obtidos nos ensaios a que foram submetidos os corpos de prova, para verificação - das alterações volumétricas sofridas, fizemos a Análise de Variância e o Teste de Tukey.

Análises dos valores encontrados para os corpos de prova, submetidos à polimerização livre, - usando-se três produtos comerciais, ou três resinas - acrílicas para restauração (TEXTON - KADON - DENTA - FIL), e três técnicas de obtenção dos corpos de prova (Nealon, compressão e mista).

Aos 10 minutos, temos:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	18,5648	9,2824	308,39***
Técnicas (T)	2	1,9819	0,9909	32,92***
M x T	4	0,2702	0,0675	2,24 NS
Resíduo	36	1,0866	0,0301	--
Total	44	21,9035	--	--

OBS:- Os asteriscos e a sigla NS encontradas na análise estatística, correspondem a:

- \* - Valores com significação estatística ao nível de 5%;
- \*\* - Valores com significação estatística ao nível de 1%;
- \*\*\* - Valores com significação estatística ao nível de 0,1% e
- NS - Valores sem significação estatística.

Submetendo os dados referentes aos materiais empregados ao teste de Tukey, obtivemos:

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	1,570*	--
DENTAFIL	0,870*	0,700*

Onde  $\Delta = 0,153$ .

As variações de técnicas nos deram o seguinte resultado:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,509*	--
Mista	0,196*	0,250*

Onde  $\Delta = 0,153$

Dos dados obtidos entre 10 minutos e 1 hora, temos:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	0,22	0,1100	26,44***
Técnicas (T)	2	0,70	0,3500	84,13***
M x T	4	0,47	0,2350	56,49***
Resíduo	36	0,15	0,0041	--
Total	44	1,54	--	--

ram  
Materiais submetidos ao teste de Tukey, de-

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	0,121*	--
DENTAFIL	0,164*	0,043NS

Onde  $\Delta = 0,056$

Técnicas submetidas ao teste de Tukey:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,276*	--
Mista	0,028 NS	0,248*

Onde  $\Delta = 0,056$ .

Corpos com 24 horas, polimerizados livremente, mostram:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	20,6744	10,3372	22,43***
Técnicas (T)	2	5,2253	2,6126	5,67**
M x T	4	0,4440	0,1110	0,24 NS
Resíduo	36	16,5916	0,4608	--
Total	44	42,9355	--	--

Materiais submetidos ao teste de Tukey.

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	1,655*	--
DENTAFIL	0,941*	0,714*

$\Delta = 0,598$

Técnicas submetidas ao teste de Tukey, mostram:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,791*	--
Mista	0,166 NS	0,625*

$$\Delta = 0,598.$$

Resultados do tratamento estatístico a que foram submetidos os corpos de prova, quando polimerizados sob a forma confinada, sendo usados os mesmos materiais e técnicas anteriormente citados.

Análise de Variância, dos resultados obtidos, aos 10 minutos:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	1,1064	0,5532	2,27 NS
Técnicas (T)	2	2,1835	1,0917	4,49*
M x T	4	0,0609	0,0152	0,06 NS
Resíduo	36	8,7561	0,2432	--
Total	44	12,1069	--	--

Teste de Tukey, a que foram submetidos os materiais

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	0,354 NS	--
DENTAFIL	0,319 NS	0,026 NS

$$\Delta = 0,437$$

Aos 10 minutos confinado, o teste de Tukey, para as técnicas, nos mostrou:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,536*	--
Mista	0,211 NS	0,325 NS

Onde  $\Delta = 0,437$

Os dados obtidos entre 10 minutos e 1 hora, deram o seguinte resultado:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	0,6724	0,3362	24,90***
Técnicas (T)	2	0,6165	0,3082	22,83***
M x T	4	0,1906	0,0476	3,53 NS
Resíduo	36	0,4889	0,0135	--
Total	44	1,9684	--	--

Os mesmos corpos de prova mostraram, quando submetidos ao teste de Tukey, para os materiais:

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	0,288*	--
DENTAFIL	0,216*	0,072 NS

$\Delta = 0,103$



Para as técnicas, nesse mesmo tempo, podemos observar:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,284*	--
Mista	0,106*	0,178*

Onde  $\Delta = 0,103$ .

A análise de Variância dos resultados das medições dos corpos de prova após 24 horas, com polimerização confinada nos dá:

Causas de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F.
Materiais (M)	2	3,8236	1,9118	95,11***
Técnicas (T)	2	5,6517	2,8258	104,59***
M x T	4	0,3029	0,0757	3,77*
Resíduo	36	0,7241	0,0201	--
Total	44	10,5023	--	--

	TEXTON	KADON
TEXTON	--	--
KADON	0,648*	--
DENTAFIL	0,584*	0,064 NS

$\Delta = 0,125$  correspondente ao teste de Tukey, para os materiais, após 24 horas com polimerização confinada.

Nesse mesmo teste, para as técnicas, encontramos:

	Nealon	Compressão
Nealon	--	--
Compressão	0,868*	--
Mista	0,415*	0,435*

Onde  $\Delta = 0,125$ .

ooo0ooo