

AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DE BASES PROTÉTICAS EM FUNÇÃO DA TÉCNICA DE PROCESSAMENTO – INVESTIGAÇÃO LABORATORIAL

José Lordelo*, M. Helena Figueiral**, J. Mário Rocha**, J. C. Reis Campos***, F. Morais Branco****.

RESUMO

A adaptação das bases protéticas aos tecidos de sustentação tem uma importância fundamental como factor condicionante da retenção, da estabilidade e do suporte das dentaduras.

Um dos requisitos mais importantes a que devem obedecer os materiais utilizados na confecção de dentaduras é o da exactidão dimensional. Contudo, as resinas acrílicas (que constituem os materiais das bases da maior parte das dentaduras) sofrem alterações dimensionais durante o seu processamento.

Os diferentes métodos de processamento induzem alterações dimensionais nas bases, que se manifestam em mais que uma direcção provocando distorções ou deformações.

A avaliação destas deformações só pode ser feita com algum rigor através de um método de medição tridimensional. Neste trabalho estuda-se a influência que diferentes técnicas de processamento têm na deformação das bases relativamente aos modelos em que são processadas. A deformação é avaliada por um método de medição tridimensional. Além da vertente quantitativa da deformação, também se avalia a vertente qualitativa, isto é, o sentido da deformação.

Palavra-Chave: adaptação, base protética, técnica de processamento, medição tridimensional.

ABSTRACT

Adaptation of denture bases plays a major role in retention, stability and support of dentures. On the other and, adaptation partially depends on dimensional accuracy of denture base. However, dimensional changes of denture materials occur over processing.

Processing techniques induce dimensional changes of denture materials that may occur along different spatial directions. Therefore an appropriate estimation of deformities due to dimensional changes can only be achieved through a tridimensional measuring method.

We have applied a tridimensional measuring method to evaluate the influence of different processing techniques in denture base deformities. In addition to the quantification of dimensional changes, our method provides useful information concerning the spatial direction of deformities.

Key-words: adaptation, denture bases, processing techniques, tridimensional measuring methods.

INTRODUÇÃO

O êxito clínico-laboratorial na construção de dentaduras deve ter em conta o reconhecimento, a compreensão e a integração de certos factores biológicos, físicos e mecânicos. Alguns destes factores, pela

* Professor Auxiliar da Disciplina de Prótese Total da FMDUP.

** Assistente da Disciplina de Prótese Total da FMDUP.

*** Assistente da Disciplina de Prótese Parcial Removível da FMDUP.

**** Professor Catedrático (Prótese Dentária e Oclusão) da FMDUP.

sua influência nas relações entre as dentaduras e os tecidos e na articulação de cada uma das dentaduras com a sua antagonista, são determinantes para a promoção da retenção, da estabilidade e do suporte, a “tríade de sucesso” segundo designação de Jacobson¹.

A retenção é, por definição a resistência ao deslocamento da dentadura dos tecidos de suporte, especialmente numa direcção vertical²⁻³. Depende da área da superfície de contacto prótese/mucosa, do selamento periférico e da adaptação exacta da base aos tecidos. É esta adaptação exacta que permite eliminar o ar da interface base/mucosa, uniformizar e reduzir a espessura do filme salivar e potenciar a acção de outros factores de retenção (adesão, coesão, tensão superficial, capilaridade)^{4,5,6}. Apesar de autores consagrados⁷ na área da prostodontia a considerarem um dos requisitos menos importantes, a retenção contribui grandemente para o conforto psicológico e para a confiança do portador de próteses completas^{1,8}.

A estabilidade é definida como a resistência da dentadura às forças de deslocamento lateral ou antero-posterior nos tecidos de suporte, especialmente por forças horizontais e de rotação. Mais sucintamente, é a qualidade das dentaduras que lhes permite manterem-se num estado de equilíbrio sobre os tecidos de suporte². Compreende-se que a estabilidade seja considerada como a propriedade mais importante para o conforto fisiológico do paciente⁹. De entre os diversos factores que contribuem para a estabilidade (a altura e a conformação do rebordo alveolar residual, relações dos rebordos alveolares residuais entre si, o controlo neuromuscular e a oclusão)^{4,9}, destacamos a adaptação da base aos tecidos por fazer parte do âmbito do nosso estudo.

O suporte é definido como a resistência ao movimento vertical da base da dentadura em direcção aos tecidos, ou resistências às forças de intrusão², sendo proporcionado pela área que sustenta a prótese dentária. Podemos considerar o suporte em termos imediatos e a longo prazo. Quando falamos de suporte imediato, queremos significar que a adaptação das bases aos tecidos subjacentes deve obstar

quaisquer prematuridades na articulação das superfícies oclusais imediatamente após a inserção das dentaduras. O suporte a longo prazo refere-se às relações de estabilidade entre as bases e os tecidos no máximo tempo possível¹⁰, que também é influenciado pela adaptação, pois se esta é deficiente pode originar alterações tróficas dos tecidos de sustentação, comprometendo um suporte duradouro¹¹.

Resumindo, a adaptação tem uma importância primordial como factor condicionante da qualidade das dentaduras.

Uma das propriedades essenciais das resinas que constituem o material de base da maior parte das dentaduras é a exactidão dimensional. De-la depende em grande parte a adaptação da base da dentadura ao maxilar desdentado. Contudo, as resinas acrílicas sofrem alterações dimensionais durante o processamento.

Quando o monómero de poli(metilmetacrilato) é polimerizado, a sua densidade passa de 0.94 para 1.19 devido a uma contracção volumétrica de 21%, conhecida por “contracção de polimerização”. Como a relação polímero/monómero da mistura é de 3/1, a contracção volumétrica calculada para a resina é de cerca de 7%^{12, 13}. A partir do valor da contracção volumétrica, calcula-se que uma base de dentadura de resina acrílica tenha uma contracção linear de cerca de 2%. Apesar desta contracção, as dentaduras têm um comportamento clínico satisfatório porque a contracção verificada é muito menor. Provavelmente, a contracção volumétrica contribui muito pouco para a contracção linear.

A explicação mais plausível para esta discrepância entre a contracção linear calculada e a verificada tem a ver com a possibilidade de a contracção linear depender mais da contracção térmica da resina do que da contracção de polimerização. Quando começa o arrefecimento, e enquanto a temperatura ainda está próxima da temperatura de polimerização, a resina permanece mole, plástica e as forças de compressão tendem a conformar o material ao modelo^{14, 15, 16}. Quando se aproxima a temperatura de transição vítrea (Tg), a rigidez aumenta e a resina começa a ter as propriedades físicas

de um sólido¹⁷. Com temperaturas inferiores à Tg, pode considerar-se que a resina se contrai independentemente e mais intensamente que o modelo^{15, 16}, visto que já perdeu a plasticidade para poder adaptar-se. Dado que a contracção de polimerização provavelmente termina nesta fase, a contracção que ocorre abaixo da Tg pode ser considerada de origem térmica. Sendo o coeficiente de expansão térmica do gesso cerca de 8 vezes menor do que o da resina, esta diferença de 1 para 8 faz com que o modelo restrinja a contracção da resina, gerando tensões internas na base acrílica^{17, 18}.

Como a Tg de cada resina varia, entre outros factores, de acordo com a sua estrutura molecular, peso molecular, densidade de ligações cruzadas, copolimerização e quantidade de plastificantes, é natural que a contracção de polimerização seja diferente de resina para resina.

Por outro lado, os diversos factores inerentes às diferentes técnicas de processamento induzem alterações dimensionais que influenciam a adaptação das bases protéticas^{19 - 27}.

As técnicas de processamento de dentaduras consistem na confecção de placas-base em modelo de gesso obtidos a partir da impressão dos maxilares desdentados. As placas-base servem de suporte para a colocação dos dentes por meio de cera de modelar.

O modelo, com a placa-base e os dentes posicionados, é incluído num material de revestimento, habitualmente gesso Paris, na metade inferior de uma mufla cujo tipo varia de acordo com a técnica de polimerização utilizada. Após a inclusão, quando as duas metades da mufla são abertas, a cera e a placa-base são removidas. O espaço moldado correspondente é preenchido com o material da base que, depois de conformado, é polimerizado, ligando-se aos dentes. Terminada a polimerização, a mufla é aberta e a prótese removida e acabada antes de ser colocada na boca do paciente.

O método clássico e ainda mais utilizado no processamento das dentaduras consiste na conformação da resina por compressão. A polimerização é feita pelo calor em banho-maria com controlo de temperatura e tempo (ciclo de 7 a 9 as horas a 65° ou 70° seguidos ou não de uma fervura termi-

nal)^{12, 28}.

Alguns fabricantes intruduziram no mercado resinas de polimerização rápida (“fast cured resins” ou “fast boilable resins”)^{29, 30}. Após conformação do material na mufla esta deve ser mergulhada directamente em água a ferver. Se aos 100° C da ebulição adicionarmos a temperatura da reacção exotérmica o acrílico pode atingir rapidamente temperaturas da ordem dos 150° C que levam ao aparecimento de porosidade e de resinas de baixo peso molecular (menos resistentes, mais alterações dimensionais)^{28, 31}. Apesar desta aparente evidência existem no mercado resinas especialmente formuladas para este tipo de polimerização. O segredo pode estar no monómero: há dimetacrilatos que não evaporam mesmo a temperaturas elevadas.

No método de injeção³² a resina, depois de misturada mecanicamente, é injectada na mufla debaixo de pressão contínua durante todo o tempo da polimerização. A eliminação de prensagens repetidas, o aporte contínuo de material durante todo o ciclo de polimerização, a maior certeza no preenchimento do molde e a ausência de excessos, são algumas vantagens atribuídas a esta técnica que proporcionariam melhores qualidades mecânicas e menos alterações dimensionais.

As micro-ondas também são utilizadas na polimerização de resinas com alguma regularidade desde 1983³³. Kimura³⁴ enuncia para este método algumas vantagens: tempo reduzido, menos equipamento, método mais limpo e outras como melhor adaptação, que não foi confirmada. A introdução em 1989 de resinas com formulação específica para micro-ondas trouxe melhorias nas suas propriedades^{35, 36}.

Nas resinas auto-polimerizáveis a reacção de polimerização ocorre a baixa temperaturas. A contracção térmica é irrelevante; as próteses construídas com resinas polimerizadas quimicamente sofrem poucas alterações dimensionais e têm boa adaptação^{12, 15, 18, 37, 38}. Este tipo de resina normalmente é conformado por compressão após a mistura do pó e líquido atingir a consistência pastosa.

Todas as técnicas de processamento/polimerização, embora em graus diferentes, induzem

alterações dimensionais nas bases das dentaduras que não se tornam evidentes logo após o processamento. Quando a prótese é removida do modelo, libertam-se tensões acumuladas que se manifestam em mais que uma direcção e provocam distorções ou deformações^{39, 40, 41} que, por sua vez, se repercutem na adaptação aos tecidos.

Dada a dificuldade em quantificar a adaptação directamente nos maxilares dos pacientes desdentados¹⁵, a maior parte dos estudos recorre a modelos de investigação laboratorial¹².

A avaliação da deformação de base de próteses resultantes de diferentes métodos de processamento constitui o objectivo deste trabalho de investigação laboratorial. Para avaliar a deformação, e não apenas alterações de dimensões lineares, tivemos que recorrer a um processo de medição tridimensional.

A estruturação da metodologia teve como objectivo avaliar duas questões fundamentais:

1 – a influência das diferentes técnicas de polimerização na deformação global sofrida pelas bases relativamente aos modelos em que eram processadas;

2 – o sentido qualitativo da deformação em função da técnica – a deformação sofrida pelas bases poderia ser no sentido do afastamento (expansão) ou no sentido da aproximação (contração) relativamente ao modelo.

MATERIAL E MÉTODO

1 – Resinas

Na impossibilidade de utilizarmos a mesma resina em todas as técnicas, uma vez que têm uma composição qualitativa e/ou percentual diferente em função do método de polimerização a que se destinam, utilizámos resinas do mesmo fabricante (Ivoclar AG Schaan Liechtenstein): Probase Hot®; SR Ivocap®; Probase Cold®.

2 – Estandarização dos factores intervenientes
A estandarização dos factores intervenientes no processo de investigação para além das variáveis em estudo, exigiu a preparação dos seguintes elementos e técnicas:

1. modelo-mestre em aço inox;
2. sistema de duplicação do modelo mestre;
3. placa-base em cera de espessura o mais uniforme possível, modelada no modelo mestre.
4. sistema de duplicação da placa-base.

2.1 – Modelo-mestre.

O modelo-mestre foi duplicado de um modelo do maxilar desdentado de um paciente no qual foram eliminadas as retenções e aumentada a área periférica da base.

Na área periférica do modelo de aço foram maquinadas três caixas por electro-erosão: duas simetricamente ao lado das tuberosidades e uma à frente no lado direito da linha média (Fig. 1).



Fig. 1 – Modelo-mestre com as caixas e entalhes maquinados na área periférica.

Estas caixas bem como as suas correspondentes positivas nas placas-base constituíam o sistema de referências indispensáveis ao processo de medição.

Na periferia do modelo mestre maquinaram-se ainda três entalhes em V necessários à duplicação da placa-base de cera (Fig. 1).

2.2 – Duplicação do modelo-mestre

Para a duplicação do modelo-mestre escolhemos o sistema Silistar (*Dentaurum D-7530 Pforzheim Germany*). Nos moldes de silicone obtidos (Fig.2) vertemos gesso tipo IV (*Vel-Mix Stone Kerr Europe AG CH – 4051 Basel*) seguindo instruções do fabricante. Para garantir maior precisão por cada molde de silicone foram aproveitados apenas os cinco primeiros modelos.

Com este processo obtivemos os 50 modelos todos idênticos, em gesso, necessários ao trabalho experimental.

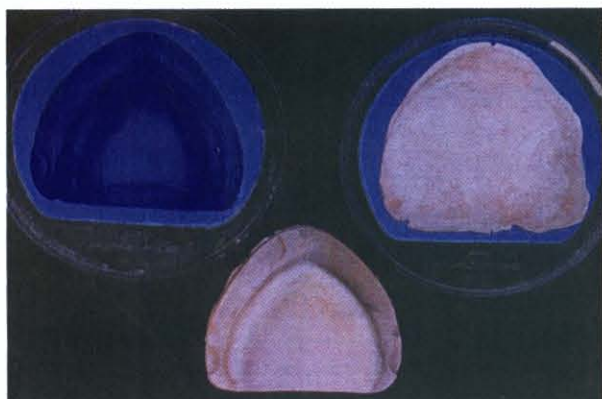


Fig. 2 – Sistema de duplicação Silistar. Em cima à esq- mufla com molde do modelo-mestre em silicone. Em cima à dta - molde preenchido com gesso. Em baixo - modelo de gesso duplicado do modelo-mestre.

2.3 – Placa-base em cera de modelar.

No modelo-mestre confeccionámos uma placa-base com a espessura de 2 folhas de cera (*Kem-Dent Modeling Wax; Associated Dental Products, Lda; Purton, Swindon, Wilts., England*). As caixas foram também preenchidas com cera de forma a que estes elementos de referência integrassem a placa-base. O canal de alimentação indispensável para a duplicação das bases foi colocado a meio do limite posterior.

2.4 – Duplicação da placa-base de cera.

Do conjunto modelo-mestre e respectiva placa-base em cera fizemos uma impressão em silicone de adição (*Reprosil – De Trey Dentsply*), utilizando uma moldeira concebida para o efeito. Colocámos cada um dos modelos de gesso sobre o molde de silicone servindo-nos para a sua orientação dos entalhes em V. Neste acoplamento entre o molde de silicone e o modelo de gesso restava o espaço equivalente à placa-base de cera original comunicando com o exterior pelo canal de alimentação. Através deste injectámos, a uma pressão constante de 2 bar, cera de modelar fundida (60°C) utilizando uma máquina injectora (*Injector de ceras mod. G/E; Chamorro y Moreno S.A. Espanha*).

Após arrefecimento à temperatura ambiente, desinserimos o modelo de gesso com a respectiva placa-base de cera do molde de silicone e concluímos seccionando o gito de alimentação.

Com os procedimentos descritos, conseguimos o número de modelos de gesso e respectivas placas-base de cera com as características de normalização necessárias ao nosso estudo (Fig.3).



Fig.3 –Conjunto de 10 espécimes para uma técnica de processamento/polimerização - 10 modelos idênticos de gesso com as placas-base idênticas em cera.

3 – Técnicas de processamento/polimerização. Seleccionámos cinco técnicas designadas pela letras A,B,C,D, e E.

3.1 Técnica A – Termopolimerização em banho-maria de 74°C durante 9 horas (ciclo longo).

3.2 Técnica B – Termopolimerização em banho-maria de 100°C durante 45 minutos (ciclo curto).

3.3 Técnica C – Polimerização química (autopolimerização) à temperatura ambiente (18 - 25°C) durante 30 minutos.

3.4 Técnica D – Termopolimerização em forno de micro-ondas a 90 W durante 20 minutos.

3.5 Técnica E – Termopolimerização em banho-maria de 100°C durante 35 minutos, com injeção de resinas sob pressão constante. Em cada uma delas utilizámos 10 espécimes totalizando 50 exemplares modelo/base.

4 – Recuperação dos modelos e placas-base.

Depois de completados a polimerização e o arrefecimento, procedemos à abertura das muflas e à remoção do gesso Paris utilizado como material de inclusão.

Para a separação da placa-base do modelo era suficiente uma ligeira força de desinserção exercida na periferia da base acrílica dado que o modelo não tinha retenções.

Depois de recuperados, os modelos eram numerados de 1 a 10 e conservados em ambiente com temperatura ($20\pm 1^{\circ}\text{C}$) e humidade (60%) controladas, no laboratório onde estava instalada a Máquina de Medir por Coordenadas Computadorizada.

Depois de aparadas as rebarbas de acrílico com uma lâmina (não se procedeu a qualquer acabamento adicional), as placas-base eram numeradas de 1 a 10 (Fig. 4) em correspondência com os respectivos modelos, mergulhadas num recipiente com água destilada e conservadas no laboratório da MMCC até à sua medição.



Fig. 4 – Placas-base em resina acrílica depois de polimerizadas e numeradas de 1 a 10.

5 – Método de medição.

As alterações dimensionais das placas-base foram medidas numa Máquina de Medir por Coordenadas Computadorizada (MMCC) (DEA, mod. IOTA 0102, ITÁLIA; Sistema Operativo - RT II; Software HELP).

A ordem de medição foi igual para todos os espécimes das cinco técnicas. Após o processamento era medido o modelo seguido da placa-base correspondente, respeitando a numeração de 1 a 10. O tempo que mediou entre a polimerização e a medição de cada exemplar foi aproximadamente de 48 horas.

5.1. – Medição do modelo.

Para medir o modelo a primeira operação consistia em referenciá-lo à MMCC definindo um ponto cujas coordenadas X, Y e Z tivessem o valor igual a zero. Para isso levámos manual-

mente o apalpador a contactar três pontos à mesma altura da parede cónica da caixa posterior esquerda. Com a leitura e processamento dos valores das coordenadas destes pontos o computador definia uma circunferência a cujo centro era atribuído o valor 0 para as coordenadas X e Y. À base da caixa era atribuído o valor 0 de coordenada Z. Deste modo o centro da base da caixa posterior esquerda definia o ponto 0 (coordenadas $X=0$, $Y=0$ e $Z=0$) – referência para o *posicionamento* do(s) modelo(s) relativamente à MMCC. Em seguida, de modo automatizado, era definido o plano horizontal pelo contacto do apalpador com a base das três caixas. Para a definição do eixo transversal o apalpador contactava com a parede vertical de cada uma das duas caixas posteriores em três pontos de um arco de circunferência situado no mesmo plano horizontal – mesma coordenada Z. A união dos centros das duas circunferências calculadas por computador correspondia ao eixo transversal – eixo dos YY. A perpendicular no plano horizontal ao meio deste segmento definia o eixo longitudinal – eixo dos XX. Em resumo, tínhamos definidos um Plano Horizontal (todos os pontos deste plano tinham coordenada $Z=0$), um Eixo Transversal (todos os pontos deste eixo tinham coordenadas $X=0$) e um Eixo Longitudinal (todos os pontos deste eixo tinham coordenada $Y=0$). No seu conjunto constituíam o sistema de referências para o *alinhamento* do(s) modelo(s) à MMCC e para a medição dos pontos da sua superfície.

Selecionámos 4 perfis para medição: 3 transversais (PT1, PT2 e PT3) paralelos e distanciados entre si de 8 mm e 1 longitudinal (PLG) perpendicular aos anteriores. As coordenadas X, Y de cada perfil estão assinaladas na Fig 5. O rubi do apalpador da MMCC fez o contacto sequencial e automático de 213 pontos para o PT1, 65 pontos para PT2, 57 pontos para o PT3 e 136 pontos para o PLG. Os dados daí resultantes (coordenadas X, Y, Z de cada ponto), foram tratados por um programa de desenho assistido por computador (CAD), que permitia obter a representação gráfica dos perfis.

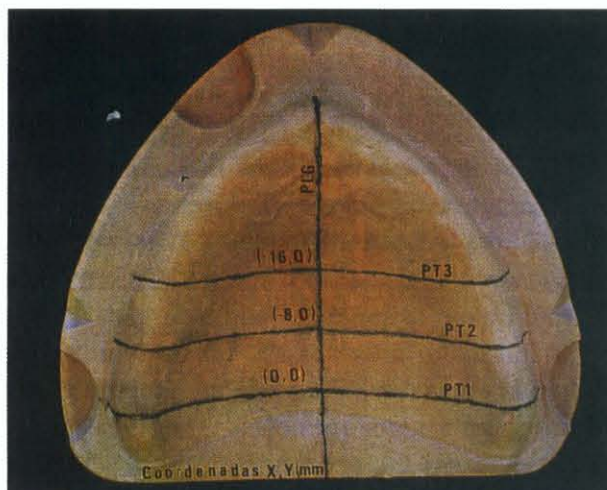


Fig. 5 – Modelo de gesso com marcação dos perfis medidos e respectivas coordenadas X, Y em mm.

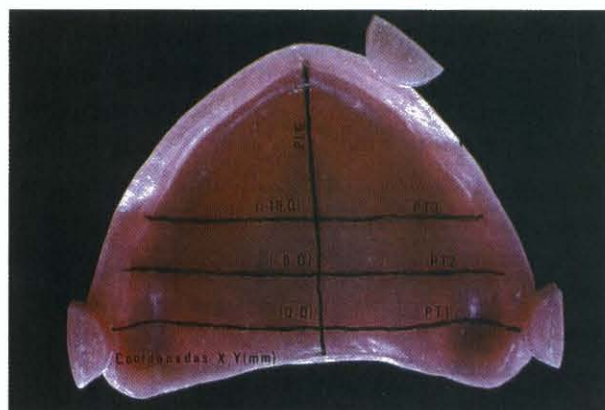


Fig. 6 – Placa-base com marcação dos perfis medidos e respectivas coordenadas X e Y em mm.

5.2 – Medição da placa-base.

Para medir a placa-base colocámo-la na mesa da MMCC com a superfície basal voltada para cima. Conseguimos uma posição estável e constante com auxílio de um grampo de suporte.

A definição do plano horizontal e dos eixos transversal e longitudinal foi feita pelo mesmo processo descrito para o modelo, tendo como elementos de referência os apêndices – réplicas positivas das caixas. Os perfis seleccionados para medição (Fig. 6) eram homólogos aos do modelo de gesso – com as mesmas coordenadas e a mesma designação.

Fazendo coincidir pontos referenciais dos perfis de cada modelo com os equivalentes da placa-base, após a rotação da imagem era possível ter uma representação gráfica dos 4 perfis do modelo de gesso sobreposta à representação

gráfica dos perfis homólogos da placa-base (Fig. 7). Foi com base nestes gráficos que medimos a deformação das placas-base em relação aos modelos onde foram polimerizadas.

6 – Medição das alterações dimensionais – deformação.

Decidimos avaliar quantitativamente a deformação medindo as áreas de discrepância (em mm^2) existentes entre os perfis das placas-base e os perfis homólogos do modelo de gesso.

Entre os limites extremos cada perfil foi possível medir em cm o respectivo comprimento.

Quando na representação gráfica de um determinado segmento o perfil do acrílico se afastava do perfil do gesso considerávamos estar perante uma expansão atribuindo-lhe um sinal (+). No caso contrário considerávamos estar perante uma contracção atribuindo-lhe o sinal (-).

Com esta informação em percentagem de expansão/contracção pretendíamos fazer uma avaliação qualitativa da deformação.

A medição da deformação, a avaliação da percentagem de expansão/contracção e a medição dos comprimentos foram feitas em computador (*software DUCT - DELCAM, Birmingham, England*).

Em cada 10 mm de comprimento de perfil havia em média uma área de discrepância de $x \text{ mm}^2$. O cálculo da distância linear média entre dois perfis era muito simples – bastava dividir o valor absoluto da deformação relativa média por 10 para obter a distância linear média entre perfis ou segmentos em mm. A distância linear média embora não aporte mais informação, permite-nos uma avaliação mais simplificada da discrepância entre perfis que pode ser útil na comparação dos nossos resultados com os de outros estudos.

Em resumo, com estas medições foi possível fazer a avaliação dos seguintes parâmetros:

- Deformação global: somatório dos valores absolutos das áreas de discrepância, medidas em mm^2 , existentes entre os 4 perfis do modelo de gesso e os perfis homólogos da respectiva placa-base, isto é, somatório da deformação dos 4 perfis;
- Sentido da deformação: expansão ou contracção.

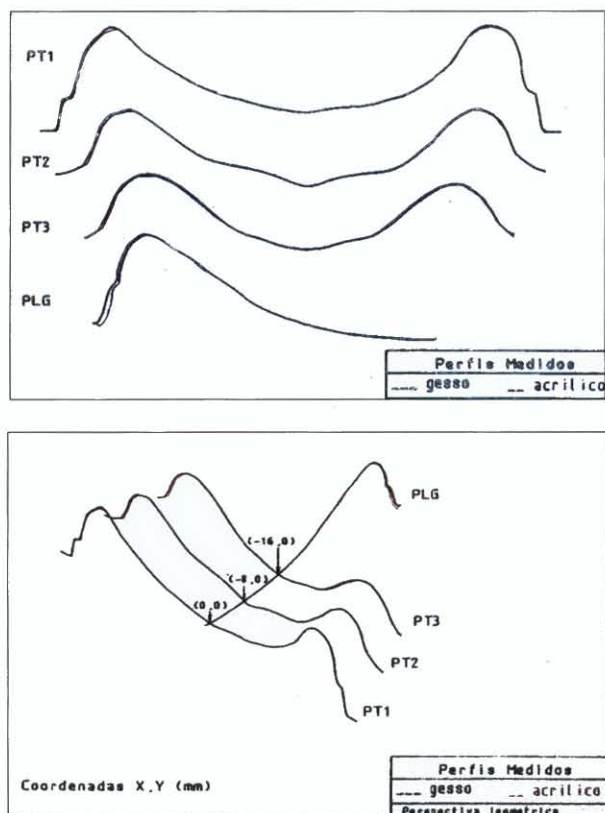


Fig. 7 – Em cima – representação gráfica da medição dos 4 perfis do modelo de gesso e dos perfis homólogos da placa-base correspondente (PT1 – perfil transversal 1, PT2 – perfil transversal 2, PT3, - perfil transversal 3, PLG – perfil longitudinal).

Em baixo – Os mesmos perfis vistos em perspectiva; entre parentesis – coordenadas X e Y dos pontos assinalados.

7 – Análise estatística.

As questões enunciadas no “objectivo” deste trabalho representam o mesmo problema de análise estatística – o estudo da variabilidade de uma quantidade numérica e contínua (deformação medida em mm²), em função de um factor qualitativo com várias classes (as cinco técnicas de polimerização). Neste sentido consideramos a deformação como a variável dependente e as outras como factores ou variáveis independentes.

Do ponto de vista estatístico o problema consiste em testar a verosimelhança da hipótese nula. No nosso trabalho a hipótese nula será a de que a variabilidade observada na deformação é casual ou aleatória, isto é, não depende dos factores em estudo (técnicas de polimerização). A análise consiste em demonstrar que ao concluirmos que havia diferenças nas

deformações observadas entre as técnicas, (rejeição da hipótese nula), cometiamos um erro menor do que 5% (p<0,05).

Para resolver este problema recorreremos à Análise da Variância (ANOVA). Este teste compara de uma só vez a variabilidade entre as classes do factor independente (variabilidade intraclasse, por exemplo intertécnicas) com a variabilidade observada dentro de cada classe (variabilidade interclasse). Quando a variabilidade interclasse é significativamente superior à variabilidade intraclasse, as classes (técnicas) são um factor adicional e independente de variabilidade. Do ponto de vista técnico a ANOVA relaciona as variabilidades interclasse e intraclasse e produz uma estatística (estatística F) cujo valor se associa à probabilidade das duas serem independentes. Quanto maior o valor de F, menor a probabilidade das variabilidades serem idênticas. A cada valor de F corresponde numa tabela própria o valor do erro alfa (a probabilidade de errar ao decidirmos rejeitar a hipótese nula), a que se chama o valor de p.

A dispersão dos valores encontrados em cada uma das medições (elementos amostrais) está representada pelo intervalo de confiança (I.C.) da média obtida.

8 – Métodos gráficos.

Na nossa análise fizemos comparações simultâneas de várias médias, e usámos o gráfico mais informativo – regista exactamente aquilo que se comparou: variâncias ou variações das médias. São também representados os intervalos de confiança (I.C.) de cada uma das médias. Pela simples observação visual entende-se imediatamente o grau e o significado das diferenças entre técnicas.

Como complemento de cada um destes gráficos, apresentamos um outro que informa sobre o sentido (expansão/contractão, em percentagem) da deformação verificada e representada no gráfico principal.

RESULTADOS

1. Os valores de deformação global média verificados são pequenos. Variam entre um máximo de 40,1 mm² para a técnica B e um mínimo de 21,2 mm² para a técnica E.

A média da distância entre a superfície da

base acrílica e a do modelo é de 0,16 mm para a técnica B e 0,09 mm para a técnica E; as técnicas A, C e D apresentam valores intermédios (Tabela I).

Tabela I. Valores relacionados com a deformação global em função da técnica de polimerização.

| Técnica | média da área de deformação global em mm ² | média do Σ do comprimento dos 4 perfis em cm | deformação por cada cm de comp. em mm ² /cm | média da distância entre perfis em mm |
|---------|---|--|--|---------------------------------------|
| A | 34,1 | 24,9 | 1,4 | 0,14 |
| B | 40,1 | 24,6 | 1,6 | 0,16 |
| C | 30,1 | 24,9 | 1,2 | 0,12 |
| D | 29,5 | 24,9 | 1,2 | 0,12 |
| E | 21,2 | 24,9 | 0,9 | 0,09 |

Colunas 2 e 3 - valores medidas
Colunas 4 e 5 - valores calculadas

2. A técnica E apresenta os valores de deformação global média mais baixos enquanto a técnica B apresenta os valores mais elevados. A diferença entre cada uma destas técnicas e as restantes é estatisticamente significativa. As técnicas D, C e A, por ordem crescente, mostram valores intermédios de deformação (Tabela II e Fig.8). Tendo em conta os valores da deformação global, as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1^a E; 2^{as} D/C; 3^{as} C/A; 4^a B (Tabela II e Fig.8).

Tabela II. Deformação global média (mm²) em função da técnica de polimerização

| Técnica | Média | Intervalo de Confiança I. C. 95% | Percentagem de Expansão/Contração (+) (-) |
|---------|-------|----------------------------------|---|
| A | 34.1 | 30.1 - 38.1 | 72 - 28 |
| B | 40.1 | 36.1 - 44.1 | 90 - 10 |
| C | 30.1 | 26.4 - 34.4 | 3 - 97 |
| D | 29.5 | 25.5 - 33.5 | 2 - 98 |
| E | 21.2 | 17.2 - 25.2 | 6 - 94 |

ANOVA: F = 12,1; p < 0.0001

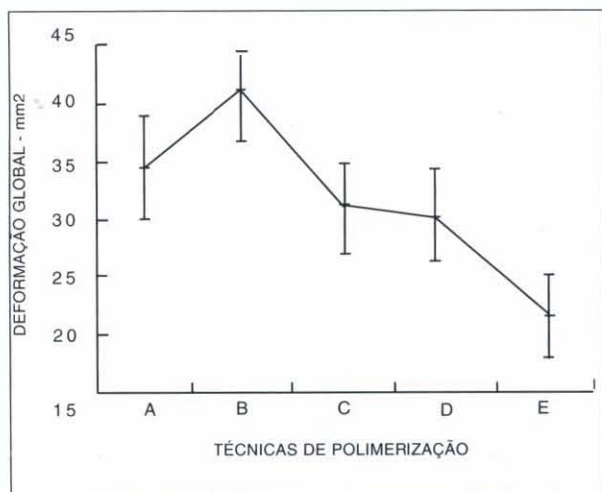


Fig. 8 - Variação da deformação global média por técnica (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

3. Nas técnicas A e B a deformação resulta

predominantemente de uma expansão, enquanto que nas restantes técnicas C, D e E, é quase totalmente contractiva. Estes sentidos da deformação (expansão versus contracção) contribuem para acentuar as diferenças entre os resultados obtidos - a base menos deformada (técnica E) sofreu um processo predominantemente contractivo, enquanto que na base mais deformada (técnica B) esta alteração resultou essencialmente dum processo expansivo. (Tabela II e Fig. 9)

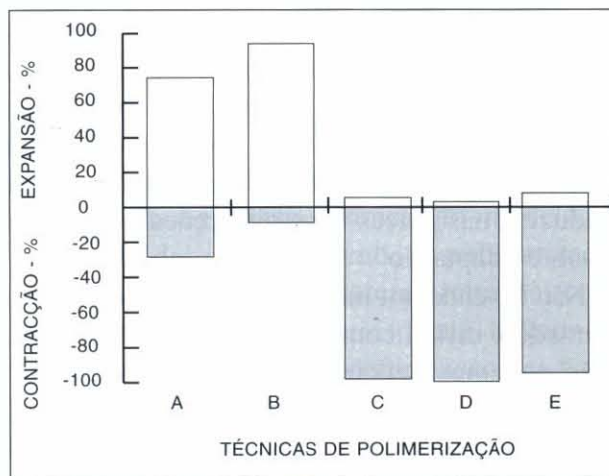


Fig. 9 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por técnica

DISCUSSÃO

Os valores de deformação verificados no nosso estudo não podem ser confrontados com os resultados de modelos experimentais *in vitro* em que a adaptação foi avaliada, indirectamente, através da espessura do filme salivar. A espessura de 22 µm de salivar entre uma placa de vidro e outra de polimetilmetacrilato, referido por Craig⁴³ em 1960, ou o valor de 12,7 µm referido por Stanitz⁴⁴ como limite máximo de espessura do filme salivar para que a tensão superficial tenha eficácia como factor de retenção, não podem ser confrontados com os nossos resultados, dado que decorrem de trabalhos experimentais completamente diferentes, quer no material quer nos métodos. Também não verificámos uma deformação global tão pequena em nenhuma das técnicas por nós executadas, como a que permitiu a Baemmert²⁷, baseado no trabalho de Craig⁴³, afirmar que qualquer ponto da base da prótese que se afaste

do modelo menos que 25 µm deve considerar-se adaptado com exatidão.

O mesmo não se pode dizer reactivamente ao valor de 0,1 mm que Bláhová⁶ refere no seu artigo de 1971 como sendo o espaço de separação entre a dentadura e a mucosa, necessário para que a força de atracção capilar possa entrar em acção. De facto, os valores da discrepância global média entre perfis de 0,12 ; 0,12 e 0,09 mm, respectivamente para as técnicas C, D e E, (Tabela I) não andam longe do valor referido. Por outro lado, sendo a deformação global verificada nestas técnicas de carácter predominantemente contractivo (>94%), o espaço entre a placa-base e o modelo é “negativo”. Quer dizer que, se exceptuarmos pequenas áreas residuais (<6%), estas três técnicas de polimerização induzem nas placas-base distorções globais de “sobre-adaptação”.

Não havendo um método de medição estandarizado é difícil comparar resultados. Contudo, não podemos deixar de considerar os estudos publicados sobre o tema da *adaptação*, ainda que recorrendo a diferentes métodos de investigação e de avaliação.

Entre os trabalhos publicados sobre o tema, os que se referem ao sistema de polimerização em que a resina é injectada sob pressão contínua fazem, na sua maioria, a confrontação com o sistema de polimerização em que a resina é conformada por compressão.

Em trabalhos de investigação mais antigos, o sistema de injeção era referido como não tendo vantagens sobre o sistema convencional^{16, 21, 45} ou como sendo inferior em termos de estabilidade dimensional relativamente aos sistemas convencional e autopolimerizável¹⁵.

Nos estudos mais recentes, a constatação da superioridade do sistema de injeção sobre o sistema de compressão é praticamente unânime.

Strohaver⁴⁶ e Sykora e Sutow⁴⁷ verificaram um menor aumento da dimensão vertical com o sistema de injeção, quando comparado com o sistema “pack and press”.

Quando as alterações dimensionais eram o parâmetro de avaliação, também foram observados melhores resultados com a resina injectada, relativamente ao sistema clássico^{48, 49, 50}.

Salim⁵¹ comparou os sistemas de injeção, o tradicional e o de polimerização em micro-ondas. Verificou que estes dois últimos sofrem alterações dimensionais semelhantes e significativamente maiores que o primeiro.

Numa avaliação da estabilidade dimensional, a comparação de um sistema de injeção com a polimerização, convencional em três ciclos (um rápido e dois longos), mostrou a superioridade do método de injeção, não só após a polimerização como ao fim de quatro meses⁵².

Apesar desta quase unanimidade alguns estudos também recentes^{23, 27} referem a ausência de diferenças significativas entre o sistema de injeção e o sistema “pack and press”.

Os resultados da nossa investigação são favoráveis ao sistema de termo-polimerização com injeção da resina sob pressão contínua, quando comparado com o sistema de termopolimerização com conformação da resina por compressão.

Kimura³⁴, sem referir o método de medição e sem apresentar resultados, afirma que as resinas polimerizadas por micro-ondas mostram melhor adaptação que as resinas polimerizadas em banho-maria.

Num estudo de Takamata⁵³, em 1989, a resina “Acron MC”, especialmente formulada para polimerização em micro-ondas foi a que demonstrou melhor adaptação, quando comparada com a resina termopolimerizada em ciclo longo (a que mostrou pior resultado) e com a resina termopolimerizada em ciclo curto (resultado intermédio). Al-Hanbali⁵⁴, seleccionando exactamente as mesmas três técnicas, encontrou uma superioridade ligeira da polimerização por micro-ondas sobre as outras duas (polimerização em banho-maria, ciclo curto e ciclo longo).

Shlosberg⁵⁵ sujeitou a mesma resina a duas técnicas de polimerização (convencional e micro-ondas) e verificou que a adaptação era semelhante para ambas.

Comparando duas resinas processadas por duas técnicas (“Lucitone” polimerizada em banho-maria, ciclo longo e “Acron MC” polimerizada em micro-ondas), Turck⁵⁶ não encontrou diferenças significativas após a

desinserção do modelo.

Em 1993, Harrison⁵⁷ comparou três tipos de resina - duas convencionais e uma especialmente formulada para micro-ondas. Foram todas polimerizadas em micro-ondas, sendo uma das convencionais também polimerizada em banho-maria (ciclo longo). Nas medições lineares efectuadas em comparador óptico não encontrou diferenças entre as quatro técnicas.

Os valores obtidos na nossa investigação colocam a técnica de polimerização por micro-ondas na segunda posição. Este resultado não está de acordo com a maior parte dos estudos apresentados sobre este assunto. Contudo, a resina por nós utilizada não era especialmente formulada para polimerização em micro-ondas.

Esta discordância pode relacionar-se com a ausência duma normalização de materiais e métodos de investigação. Não se pode comparar alterações dimensionais de resinas diferentes, polimerizadas em fornos de micro-ondas regulados com potências e tempos de exposição variáveis, e avaliadas com métodos de medição também diversos.

Skinner³⁷ comparou, em 1955, a contracção linear de polimerização de três resinas autopolimerizáveis com uma resina termopolimerizável. Verificou que a contracção das bases autopolimerizadas era significativamente menor que a das bases termopolimerizadas. Contudo, se a resina autopolimerizável fosse processada a 37°C, em vez de ser à temperatura ambiente, sofriria maior contracção de polimerização.

Num estudo laboratorial e clínico efectuado durante dois anos, Mowery³⁸ constatou que a média da contracção de polimerização foi maior para a resina termopolimerizada (ciclo longo e ciclo curto) que para a autopolimerizada. Mirza⁵⁸ confirmou este resultado num estudo clínico.

Polyzois³⁰ comparou as resinas autopolimerizável, termopolimerizável convencional e termopolimerizável em ciclo curto ("fast boilable"). O autor mediu, com "feeler gauges", a discrepância existente entre o modelo e a base em três pontos - cristas e linha média de um corte

transversal posterior - depois da base ser separada e novamente colocada no modelo. Na linha média, onde ocorreu a maior discrepância, a melhor adaptação foi conseguida com a resina autopolimerizável. Nas cristas residuais não havia diferenças.

No estudo efectuado em 1962, Anthony e Peyton¹⁵ concluíram que a resina autopolimerizável permitia a construção de bases de dentaduras melhor adaptadas do que as três resinas injectadas por eles experimentadas. Os autores interpretaram esta diferença como consequência das temperaturas elevadas necessárias para a técnica de injeção.

É comum aceitar que as alterações dimensionais das bases de resina acrílica são fundamentalmente dependentes dos diferentes coeficientes de expansão térmica do modelo de gesso e da resina. Como a polimerização química ocorre à temperatura ambiente, compreende-se que seja praticamente unânime a referência a uma menor deformação das bases de dentaduras processadas com resinas autopolimerizáveis, quando comparadas com as bases polimerizadas com a técnica clássica.

Os resultados da nossa investigação confirmam a melhor adaptação das bases de resina autopolimerizada, relativamente à resina termopolimerizada pelo sistema "pack and press".

Na maior parte dos estudos esta técnica é apresentada como referência para aferição de outras, talvez porque é a mais vulgarmente utilizada, a mais experimentada e a de resultados menos imprevisíveis. É também uma das que proporciona os melhores resultados, tendo em conta outros factores para além da adaptação. Além disso é uma técnica simples - não exige equipamento complexo ou destreza especial para a sua execução. Por isso, não se estranha que os estudos comparativos raramente a coloquem numa posição de total desvantagem, mesmo tendo apenas em conta o parâmetro da adaptação.

No nosso trabalho, dedicado somente ao fenómeno da adaptação, a técnica A (polimerização em banho-maria: ciclo logo) enquadra-se na perspectiva ilustrada pelos considerandos anteriores. Não proporcionou os melhores

resultados de adaptação, mas também não apresentou valores tão desajustados que justifiquem uma apreciação negativa.

Apesar de as resinas de polimerização rápida oferecerem vantagens (processamento mais rápido, diminuição de tempo, redução dos custos energéticos, aumento de produtividade laboratorial sem aumento de custos), a literatura sobre estes materiais não as favorece no que respeita a algumas propriedades, nomeadamente a da exactidão dimensional.

Huggett²⁴, comparou a mesma resina em quatro ciclos de polimerização em banho-maria: dois longos, um médio, e um curto. Observou que os ciclos curtos produziam contracção significativamente maior que os ciclos longos, principalmente na dimensão posterior.

A resina "Trevalon", pode ser polimerizada em três ciclos: curto (40 minutos), médio (2 horas) e longo (15 horas). Murphy⁵⁹ estudou a exactidão dimensional de amostras processadas pelos três métodos. O ciclo longo era o que provocava menor contracção. Entre o ciclo médio e o curto não havia diferença significativa.

Polyzois³⁰ investigou em 1987 o comportamento dimensional de três resinas de polimerização rápida ("fast boilable") e duas resinas convencionais. Não havia uniformidade de resultados no grupo das resinas "fast boilable" nem diferenças marcadas entre elas e as convencionais.

Os nossos resultados colocam esta técnica de polimerização (B) em último lugar, relativamente à adaptação. A resina utilizada foi a mesma da técnica A, o que nos leva a pensar que as diferenças encontradas estão exclusivamente relacionadas com a técnica de polimerização.

Apesar de este ciclo de polimerização ser um dos aconselhados na literatura que acompanha o produto, pensamos que uma elevação demasiado rápida da temperatura somada ao calor da reacção exotérmica de polimerização, sejam responsáveis pela indução de tensões que, uma vez libertadas após a desmuflagem, levem a maiores alterações dimensionais e a distorções.

Com a finalidade de obter uma avaliação mais fidedigna das deformações das bases pro-

téticas alguns autores têm recorrido a métodos de medição tridimensional, fazendo a comparação de gráficos de perfis homólogos da base protética e de uma impressão "master" e medindo discrepâncias entre os perfis em pontos predeterminados^{15, 23, 60, 61}. Este tipo de medição apesar de poder quantificar a distância entre pontos de perfis homólogos, avaliar irregularidades da deformação dos perfis, dar informação qualitativa da deformação pela observação dos perfis homólogos sobrepostos, apresenta limitações que lhe tiram fiabilidade: dependem da perícia do operador na colocação correcta das peças para leitura, se não forem calibrados podem dar valores de discrepâncias diferentes consoante a inclinação do perfil e dificilmente fazem leituras de pontos da base protética em que a deformação é contractiva.

Outro sistema de medição mais sofisticado para avaliar a deformação (Michigan Computer Graphics Coordinate Measuring System),²⁷ baseia-se no cálculo e comparação do valor vectorial a partir das coordenadas x, y, z de n pontos previamente seleccionados (coincidentes no modelo de metal, nos modelos de gesso e nas bases de resina) relativamente a um ponto de referência. Tem as vantagens das medições serem reprodutíveis, eliminar erros humanos e poder medir a contracção das bases em direcção à superfície dos modelos. Apesar disso, nas áreas das vertentes onde uma pequena variação das coordenadas x e y produz uma grande variação de z, os valores medidos podem ser exagerados.

Todos estes processos de medição foram utilizados em estudos de deformação de base protéticas polimerizadas por diferentes métodos. Nenhum destes estudos revelou resultados surpreendentes e por outro lado os processos de medição não mostraram vantagens relativamente ao MMCC.

Esta abordagem comparativa entre os nossos resultados e os resultados de outros estudos vem dar ênfase ao sistema de medição como factor condicionante do estudo da deformação decorrente do processamento das dentaduras. O sistema por nós utilizado traz vantagens relativas, já que possibilita uma apreciação mais

abrangente e realista do fenómeno da deformação, quer em termos quantitativos, quer qualitativos, permitindo a avaliação simultânea de:

– toda a área de “contacto” das superfícies base/modelo;

– distância entre pontos de perfis equivalentes do modelo e da base lida na perpendicular à tangente de um deles (distância mais curta);

– sentido da deformação (expansão e contracção);

– distribuição topográfica da deformação.

Estas capacidades permitem-nos obter resultados que reforçam a nossa convicção de que a adaptação das bases tem que ser avaliada numa perspectiva global. O sistema ideal de medição da deformação “será” aquele em que a totalidade das superfícies de contacto entre a base da prótese e o respectivo modelo possam ser medidas separadamente, e a discrepância entre elas, positiva ou negativa, possa ser calculada, global ou localizadamente, em qualquer área que se pretenda avaliar.

Sendo o objectivo inicial do nosso estudo comparar técnicas de polimerização (independentemente do método de avaliação), o decorrer da investigação deu relevo, conforme já referimos, ao papel determinante dos processos de medição. Contudo, aquela perspectiva de comparação mantém o seu interesse. Verificamos o seguinte:

– há concordância global dos resultados do nosso trabalho com os de outros autores;

– as discordâncias são de interpretação difícil pela interposição de factores não standardizados.

CONCLUSÕES

É praticamente impossível confeccionar uma base de dentadura em resina acrílica que se adapte com total exactidão ao modelo de gesso no qual foi polimerizada.

Quando avaliamos a deformação, a base da dentadura deve ser medida separadamente do modelo de referência, para que os resultados não sejam falseados.

A deformação resultante das alterações dimensionais pode ocorrer em qualquer direcção dos três planos do espaço. As alterações

dimensionais verificadas nas bases acrílicas dependem, pelo menos em parte, da técnica de processamento/polimerização utilizada.

Tendo em conta o parâmetro de avaliação (deformação de bases de dentaduras em função da técnica de polimerização), as cinco técnicas estudadas podem classificar-se, por ordem crescente de deformação, do seguinte modo:

1ª – Técnica e polimerização em banho-maria (100°C durante 35 minutos; resina injectada sob pressão);

2ª – Técnica D (polimerização em forno de micro-ondas regulado com a potência de 90 W durante 20 minutos);

3ª – Técnica C (polimerização química à temperatura ambiente durante 30 minutos);

4ª – Técnica A (termo-polimerização em banho-maria de 74°C durante 9 horas);

5ª – Técnica B (termo-polimerização em banho-maria de 100°C durante 45 minutos).

BIBLIOGRAFIA

1. Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and suporte. Part I: Retention. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 5 - 15.
2. Academy Of Prosthodontics. Glossary of Prosthodontic Terms 6th ed (GPT - 6). *J Prosthet Dent* 1994; 71: 41 - 112.
3. Lindstrom RE, Pawelchack J, Heyd A, Tarbet WJ. Physical- chemical aspects of denture retention and stability: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 371-375.
4. Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE. Maxillary impression procedures. In: Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE, eds. *Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*. 10th ed. St. Louis: Mosby 1990: 169 - 174.
5. Sharry JJ. Retención de la dentadura. In: Sharry JJ, ed. *Prostodoncia Dental Completa*. Barcelona: Ediciones Toray 1977: 194.
6. Bláhová Z, Neuman M. Physical factors in retention of complete dentures. *J Prosthet*

- Dent 1971; 25: 230 - 235.
7. Boucher C. Complete denture impressions based on the anatomy of the mouth. *J Am Dent Assoc* 1944; 31: 1174 - 1181.
 8. Lammie GA. The retention of complete dentures. *J Am Dent Assoc* 1957; 55: 502 - 508.
 9. Jacobson TE, Krol AJ. Contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and suport. Part II: Stability. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 165 - 172.
 10. Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and suport. Part III: Support. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 306 - 313.
 11. Saizar P. Cualidades funcionales de las prótesis. In: Saizar P, ed. *Prostodoncia Total*. Buenos Aires: Editorial Mundi 1970: 96 - 103.
 12. Phillips RW. Denture Base resins: Technical considerations. In: Phillis RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders 1991: 177 - 203.
 13. Craig RG. Prosthetic application of Polymers. In: Craig RG, ed. *Restorative Dental Materials* 8th ed. St. Louis: Mosby 1989: 509 - 559.
 14. Van Noort R. Denture Base Resins. In: Van Noort R, ed. *Introducion to Dental Materials*. London: Times Mirror 1994: 183 - 191.
 15. Anthony DH, Peyton MS. Dimensional accuracy of various denture-base material. *J Prosthet Dent* 1962; 12: 67 - 81.
 16. Skinner EW, Cooper EN. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 1943; 30: 1845 - 1852.
 17. Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 598 - 601.
 18. Woelfel JB. Processing Complete Dentures. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 329 - 338.
 19. Woelfel JB, Paffenberger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J Am Dent Assoc* 1960; 61: 413 - 430.
 20. Grant AA, Atkinson HF. Comparison between dimensional accuracy of dentures produced with pour-type resin and with heat-processed materials. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 296 - 301.
 21. Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J Am Dent Assoc* 1952; 44: 269 - 282.
 22. Woelfel JB, Paffenbenger GC. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc* 1959; 59: 250 - 260.
 23. Jackson AD, Grisius RJ, Fenster RK, Lang BR. The dimensional accuracy of two denture base processing methods. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 421 - 428.
 24. Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Technol* 1984; 8: 81 - 85.
 25. Jackn AD, Lang BR, And Wang RF. The Influence of teeth on denture base processing accuracy. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 333 - 340.
 26. Barco MT, Moore BK; Swatz ML, Boone ME, Dykeema RW, Philips RW. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - an vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 17 - 22.
 27. Baemmert RJ, Lang BR, Barco MT, Billy EJ. The effect of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 528 - 537.
 28. McCabe JF. Denture base polymers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 87 - 96.
 29. Dixon DL, Breeding LC, Ekstrand KG. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in

- water storage. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 196 - 200.
30. Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis A, Dimetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resin: a comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 639 - 647.
 31. Causton BE. Denture Base Polymers and Liners. In O'Brein WJ, ed. *Dental Materials: Properties and Selection*. Chicago: Quintessence 1989: 157 - 173.
 32. Trage R. Experience gained with the SR-Ivocap system. *Quintessence Int* 1980; Report 1831: 23 - 28.
 33. Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M. Applications of microwave to dental technique (part 1). *J Osaka Univ Dent Sch* 1983; 23: 43 - 49.
 34. Kimura H, Teraoka F, Saito T. Applications of microwave to dental technique (part 2). *J Osaka Univ Dent Sch* 1984; 24: 21 - 29.
 35. Bafile M, Grase GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66 - 274.
 36. Alkatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz - Viveros CA, Andres CJ. Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int J Protdodont* 1990; 3: 249 - 255.
 37. Skinner EW, Jones PM. Dimensional stability of self-curing denture base resin. *J Am Dent Assoc* 1955; 51: 426 - 431.
 38. Mowery WE, Burns CL, Dickson G, Sweeney WT. Dimensional stability of denture base resins. *J Am Dent Assoc* 1958; 57: 345 - 353.
 39. Smith LT, and Powers JM. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, lighth and microwave energy. *Am J Dent* 1992; 5: 139 - 142.
 40. Kern WR. Possible dimensional changes in denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1941; 28: 1952 - 1958.
 41. Ghazali S, Glantz P, Randow, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. *Acta Odontol Scand* 1988; 46: 287 - 295.
 42. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - a review. Part 4. *Aust Dent J* 1993; 38(6): 450 - 455.
 43. Craig RG, Berry GC, Peyton FA. Physical factors related to denture retention. *J Prosthet Dent* 1960; 10: 459 - 467.
 44. Stanitz. JD. An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. *J Am Dent Assoc* 1948; 37: 68 - 172.
 45. Bessing C, Nilsson B, Bergman M. SR 3/60 and SR-Ivocap. A comparison between two heat cured denture base resins with dissimilar processings. *Swed Dent J* 1979; 3: 221 - 228.
 46. Strohaver RA. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection morlded complete denture. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 716 - 718.
 47. Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 19 - 31.
 48. Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 394 - 398.
 49. Windecker D, Dippel M. Comparative studies of the exactness of maxillary complete dentures with resin and cast metal bases. *Quintessence Dent Technol* 1981; 5: 427 - 430.
 50. Arnold TG, Schulte JK, Anderson GC. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture acrylic. *Prosthodontic Reseach* 1987: 150 (abstract).
 51. Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 879 - 881.
 52. Huggett R, Zissis A, Hrrison A, Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 634 - 640.
 53. Takamata T, Sectcos JC, Philips RW, Bone ME. Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989; 119: 271 - 276.

54. AL-Hanbali E, Kelleway JP, Howlett JA. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. *J Dent* 1991; 19: 176 - 180.
55. Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munos CA, More BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 453- 458.
56. Turck MD, Lang BR, Wilcox DE, Meiers JC. Direct measurement of dimensional accuracy with there denture- processing techniques. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 367 - 372.
57. Harrison A, Huggett R, Zissis A, Vowels RW. A comparison of the dimensional accuacy of microwave and conventionally polymerized denture base materials. *Clinical Materials* 1993; 14: 133 - 137.
58. Mirza FD. Dimensional stability of acrylic resin dentures - clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 848 - 857.
59. Murfhy WM, Huggett R, RW. laboratory and clinical studdy of Trevalon® denture base material. *J Oral Rehab* 1982; 9: 401 - 411.
60. Anthony DH. Pevton MS. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 683 - 692.