ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE PROCESSAMENTO NA ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESES ACRÍLICAS

JOSÉ ALBERTINO DA CRUZ LORDELO

PORTO - 1997

JOSÉ ALBERTINO DA CRUZ LORDELO

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE PROCESSAMENTO NA ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESES ACRÍLICAS

PORTO – 1997

JOSÉ ALBERTINO DA CRUZ LORDELO

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE PROCESSAMENTO NA ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESES ACRÍLICAS

DISSERTAÇÃO DE CANDIDATURA AO GRAU DE DOUTOR,
APRESENTADA À FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA
UNIVERSIDADE DO PORTO

PORTO – 1997

CONSELHO CIENTÍFICO

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DO PORTO

Professor. Doutor Adão Fernando Pereira – Presidente

Professor Doutor José Serra Silva Campos Neves

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira

Prof. Doutor António Cabral Campos Felino

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco

Prof. Doutor Germano Neves Pinto

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Prof. Doutor João Carlos Gonçalves de Pinho

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho

Prof. Doutor Jorge Manuel de Carvalho Dias Lopes

Prof. Doutor Manuel Desport Marques

Prof. Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto

Prof. Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollman

Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes – Vice-Presidente

Prof. Doutora Maria da Purificação Valenzuela Sampaio Tavares Cummings

Prof. Dr. Durval Belo Moreira

Prof. Dr. Fernando José Brandão Martins Peres

Prof. Dr. Francisco António Rebelo Morais Caldas

Prof. Dr. José Carlos Pina Almeida Rebelo

Prof. Dr. Rogério Serapião Martins Aguiar Branco

Prof. Dra. Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas.

PROFESSORES JUBILADOS

Prof. Dr. Amilcar Almeida de Oliveira

Prof. Dr. António Manuel Machado Capelas

Prof. Dr. Manuel Guedes Figueiredo

À memória de meu Pai.

À minha Mãe

Pelo empenho na minha educação e formação.

À minha mulher Helena
e à minha filha Maria João

Pela estímulo e auxílio à realização desta tese, pelo apoio afectivo nos momentos de desânimo e pela tolerância à menor disponibilidade.

À Prof. Doutora Maria Peraire Ardevol

Cujo rigor e profundidade na apreciação e orientação da tese, encurtaram a distância entre o Porto e Barcelona.

Ao Prof. Doutor Fernando Morais Branco

Pelo incentivo, solicitude e orientação ponderada, oportuna e inteligente.

Ao Corpo Docente da

Faculdade de Medicina Dentária do Porto

AGRADECIMENTOS

A realização desta tese não seria possível sem a ajuda de colaboradores e amigos que emprestaram a sua dedicação e o seu saber à manipulação de materiais e execução de técnicas imprescindíveis à realização do trabalho de investigação laboratorial, de medição, de compilação e tratamento de dados, de análise estatística e apresentação de resultados.

Com os meus pedidos de desculpa aos que tendo eventualmente participado não são aqui nomeados, quero agradecer:

- Ao Sr. Professor Doutor Engº Maia e Costa com especial destaque por, na qualidade de Director do Centro de Formação Profissional de Indústria de Fundição (CINFU), me ter aberto as portas do espaço onde decorreu a parte mais elaborada e mais inovadora da investigação laboratorial;
- Aos Srs. Engºs José Carlos Brandão, José Carlos Freitas, e Pedro Vieira de Castro (CINFU), pela medição registo, tratamento e representação gráfica dos dados;
- Ao Sr. Dr. Gil Coelho, pela análise estatística e contribuição na apresentação gráfica dos resultados;
- À Sra. Dra. Maria João Carneiro, pelos ensinamentos necessários à compreensão da química dos polímeros;
- Ao Sr. Doutor Franz Göettz, Director da Zollern, e aos Srs. Engºs Amado Estriga, Jorge Silva e Mário Sousa, profissionais dessa empresa que me facilitaram a obtenção dos modelos em aço;
- Ao Sr. Engº Paulo Aguiar (CINFU), pelo apoio complementar aos meus conhecimentos de informática;
- À D. Joana Leão, pela modificação do modelo original e sua duplicação em modelos de cera;
- Ao Sr. Relvas (CINFU), pela maquinação das caixas e entalhes no modelo-mestre;
- Ao Sr. Gonçalves e ao Sr. Domingos (CINFU), pela construção da moldeira em araldite e reprodução da placa-base de cera;
- Ao Sr. Antero da Silva Ferreira e ao Sr. José Casal, pela apoio na confecção da placa-base em cera e no processamento/polimerização das bases;
- Ao Sr. João Nogueira pela ajuda na reprodução do modelo-mestre em modelos de gesso.

PREÂMBULO

A capacidade de *adaptação* é uma das condições de sobrevivência. Sendo resultante da selecção natural, é um fenómeno dinâmico que permite aos seres vivos (ou aos seus órgãos) as modificações necessárias para restabelecer o equilíbrio sob novas condições ou ambientes. Consiste em alterações estruturais, fisiológicas e/ou comportamentais que aumentam a sua capacidade de sobreviver e de se reproduzir.

Na escala biológica, a progressiva diferenciação traz maior flexibilidade à relação órgão/função (ou ser/comportamento), nomeadamente pela introdução do chamado retro-controlo positivo. Esta capacidade de interacções recíprocas torna a evolução adaptativa mais complexa, mas confere ao ser vivo evidentes vantagens sobre as forças de selecção natural.

Nesta perspectiva, o Homem é o animal que mais facilmente se adapta (a variações alimentares, climatéricas, sociais e outras), e, aparentemente, o indivíduo que melhor se adapte deterá mais potencialidades de subsistência e bem-estar.

Contudo, dada a complexidade bio-psico-social da condição humana, a *adaptação* não é simples de analisar e entender. Apesar das evidentes vantagens da facilidade adaptativa do Homem, a hiper-adaptação não é sinal inquestionável de saúde e equilíbrio, nem a nível biológico nem aos níveis psicológico e social. Por outro lado, em função da sua inteligência, sensibilidade, ambições e valores, o Homem é também, para o bem e para o mal, sujeito activo e transformador da realidade – a sua própria actividade altera o equilíbrio ecológico, e as forças selectivas de hoje são, muito provavelmente,poderão ser diferentes das do passado.

Os cientistas são incapazes de prever, com rigor, a evolução da espécie humana. No entanto, deveremos ter vantagens sobre outros organismos – reconhecemos, compreendemos e podemos utilizar o conhecimento para influenciar o futuro.

Mas não é este o rumo da minha dissertação.

No percurso individual, cada um de nós, quiçá por motivos insondáveis, da imensidão da árvore do conhecimento, vai escolhendo o(s) ramo(s) do seu saber.

A prática clínica no âmbito da Prostodontia foi-nos revelando múltiplas dificuldades em algumas situações de reabilitação oral.

Em paralelo, na actividade docente, a necessidade de transmitir conhecimentos fomentou a ponderação deste tema. Na formulação do "saber" e do "saber-fazer" implícita no ensinar, o problema da *adaptação* ressurgiu com primordial importância.

Vejamos a sua presença em vários passos da confecção de uma Prótese Completa:

1. se as moldeiras "standard" não se *adaptam* aos maxilares desdentados, as impressões preliminares não registam todos os pormenores anatómicos com interesse protético;
2. moldeiras individuais mal *adaptadas* ao tecidos periféricos não permitem a execução de um selamento periférico adequado;
3. Para a fidelidade do registo das relações intermaxilares são essenciais placas-base bem *adaptadas*;
4. No acto da colocação de uma prótese, somos frequentemente conforntados com uma retenção deficiente por falta de *adaptação* da base e dos bordos periféricos aos tecidos.

Há ainda que considerar a *adaptação* na relação paciente/prótese, que em certas circunstâncias pode ter um papel relevante na retenção e estabilidade das dentaduras.

A *adaptação* da prótese ao paciente deve proporcionar-lhe uma situação de bem-estar físico, mental e social:

- a recuperação funcional implica uma oclusão equilibrada, mastigação satisfatória e fonação sem alterações;
- a reparação da imagem corporal pressupõe um equilíbrio estético – na harmonia com as características morfológicas da face, na forma, tamanho, cor e posicionamento dos dentes, na escultura e côr das vertentes visíveis da base acrílica.

Numa focagem localizada, a *adaptação* dos tecidos à base da prótese exige duas condições: a prótese não pode provocar dores e/ou lesões (estomatite, úlceras, mordeduras) e a oclusão deve estar equilibrada. Com o decorrer do tempo, vão-se processando as modificações adequadas: os tecidos de suporte *adaptam-se* à forma que o aparelho lhes impõe; a mandíbula vai-se *adaptando* ao novo padrão oclusal; a língua, confinada a um espaço mais reduzido, *adapta-se* às superfícies do acrílico e dos dentes; os tecidos vestibulares e do pavimento da boca *adaptam-se* mais ou menos passivamente à nova situação.

Dum ponto de vista mais global, a *adaptação* à prótese depende essencialmente de dois factores: o controlo neuromuscular e o perfil psicológico do paciente.

Os pacientes aprendem a alterar as suas funções musculares *adaptando-as* às próteses que usam. O controlo neuromuscular é um factor biológico aprendido, dependente do desenvolvimento de um padrão de actividade reflexa, que contribui para reter a dentadura em vez de a deslocar.

O grau de *adaptação* psicológica é obviamente individual e variável. Se fosse possível medir, diríamos que a apetência que o paciente manifesta pela a prótese é proporcional ao êxito da sua integração. Em casos extremos, certos pacientes utilizam, sem dificuldades subjectivas, próteses totalmente desajustadas, próteses fracturadas em dois e três pedaços e, inclusive, próteses de outro indivíduo cujos maxilares são anatomicamente diferentes. Estes pacientes, dotados de uma coordenação motora e de uma capacidade de *adaptação* invulgares, são verdadeiros "acrobatas orais". Em contrapartida, próteses bem construídas são rejeitadas pelo organismo de pessoas mais instáveis e sensíveis.

Habitualmente, o interesse e a confiança do paciente permitem uma *adaptação* mais rápida às modificações orais provocadas pela colocação das dentaduras. Assim, é fundamental o estabelecimento dessa confiança na relação médico/doente, quer pelos aspectos mais subtis de empatia e disponibilidade, quer pelo rigor da prática clínica e laboratorial.

O sentimento de valorização estética auxilia a *adaptação* – se o paciente gosta da prótese, aumenta o limiar de tolerância para eventuais deficiências.

Numa evolução clínica normal a prótese vai sendo, lenta mas progressivamente, menos sentida como corpo estranho e a sua presença vai-se tornando inconsciente, integrando-se no esquema corporal.

Como vimos neste breve panorama da clínica prostodontica, a *adaptação* nas suas diversas perspectivas constitui uma condição fundamental de qualidade.

Este tema é tão vasto quanto a multiplicidade dos seus factores condicionantes. É impossível analisá-lo criteriosamente sem definir linhas de estudo e delimitar campos de investigação.

Apesar de o desenvolvimento científico e tecnológico permitir a construção de modelos e dentaduras de elevada fidelidade anatómica e adequação funcional, há ainda deficiências inultrapassáveis, relacionadas com as limitações, embora cada vez menores, dos materiais e das técnicas.

O nosso trabalho tenta aprofundar o conhecimento da influência das técnicas de processamento na *adaptação*.

Faremos, contudo, um prévio enquadramento historico-científico:

- tentaremos integrar a *adaptação* no conjunto dinâmico da interacção dos diversos factores seus condicionantes;
- descreveremos, de forma sintética, a evolução dos materiais e das técnicas;
- incluiremos uma resenha de trabalhos dos investigadores que contribuíram para o actual nível de conhecimentos nesta área.

I – INTRODUÇÃO

O edentulismo está associado a uma deterioração significativa da maior parte das funções orais. A utilização de dentaduras completas, mesmo quando tecnicamente perfeitas, só parcialmente recupera esse défice funcional[1,2]. Segundo Manly e Viton (cit. por McGivney[3]), a força oclusal máxima que um paciente desdentado pode exercer com a sua dentadura é de 15 a 25 % em comparação com a que é exercida pelo mesmo indivíduo com dentes naturais. A elevada percentagem de pacientes satisfeitos com as suas próteses deve-se em grande parte, de acordo com Einer Berg[1], à capacidade de adaptação do Homem.

A prótese dentária, com as limitações e especificidades próprias, será tanto mais eficaz quanto melhor o paciente a integrar no seu esquema corporal, isto é, quanto menos o paciente se aperceber de que a utiliza.

A facilidade de integração depende de vários factores[4] :

1. das condições anátomo-fisiológicas das estruturas oro-faciais e, em particular, dos maxilares desdentados, sobre as quais temos poucas possibilidades de intervenção, para além do tratamento médico-cirúrgico de situações patológicas;
2. da qualidade geral das dentaduras utilizadas na reabilitação protética, o que depende muito da proficiência do médico dentista (e do técnico de prótese) na utilização dos materiais e técnicas disponíveis para a construção de dentaduras com elevados padrões de qualidade (retenção, estabilidade, suporte, estética e qualidade do material);
3. da capacidade de adaptação do indivíduo às dentaduras.

Sem menosprezo pela importância da personalidade do paciente e da relação de empatia que o médico dentista possa estabelecer, a tolerância à reabilitação está facilitada quando os outros dois factores são favoráveis.

Compete ao médico dentista elaborar o diagnóstico pormenorizado de cada caso e estabelecer de uma relação de confiança com os pacientes, informando-os das possibilidades e limitações das dentaduras completas, para que as suas expectativas não sejam irrealistas.

I.1 – CONDICIONANTES DA QUALIDADE

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 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 Jacobson[5].

A retenção é, por definição, a resistência da dentadura ao deslocamento dos tecidos de suporte, especialmente numa direcção vertical[6]. Apesar de autores consagrados na área da prostodontia, como Carl Boucher[7], a considerarem um dos requisitos menos importantes, a retenção contribui grandemente para o conforto psicológico e para a confiança do portador de próteses completas[5,8], uma vez que, em última análise, se relaciona com a força necessária para remover completamente uma dentadura da sua base de sustentação[9].

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 suporte[6]. Compreende-se que a estabilidade seja considerada como a propriedade mais importante para o conforto fisiológico do paciente[10].

De entre os diversos factores que contribuem para a estabilidade (a altura e a conformação do rebordo alveolar residual, as relações dos rebordos alveolares residuais entre si, o controlo neuromuscular e a oclusão)[10,11], 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 resistência às forças de intrusão[6], 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 qaisquer 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 possível[12], que também é influenciado pela adaptação, pois se esta é deficiente pode originar alterações tróficas dos tecidos de sustentação, comprometendo um suporte duradouro[13].

Como se depreende, se por uma questão de análise podemos separar a retenção, a estabilidade e o suporte, na prática não os podemos dissociar. As condições anátomo-fisiológicas que proporcionam um bom suporte contribuem naturalmente para uma boa retenção e ambos facilitam a construção de uma prótese equilibrada e estável.

I.2 – RETENÇÃO

O presente trabalho de investigação laboratorial debruça-se sobre a problemática da adaptação das bases das dentaduras aos tecidos de suporte, a qual constitui um dos factores mais importantes da retenção. Justifica-se, pois, que estudemos esta propriedade com mais pormenor.

A retenção das dentaduras completas é um fenómeno complexo e ainda hoje mal compreendido. As tentativas da sua explicação datam de há dois séculos, desde a construção de uma prótese com base extensa e a constatação da sua retenção sem suporte mecânico[14]. Está também registado que em 1800, Gardette (cit. por Hoffman-Axthelm[15]), depois de ter colocado um par de dentaduras sem molas numa paciente, como expediente temporário, meses mais tarde verificou que estavam retentivas e funcionais; este fenómeno foi atribuído pelo seu filho à sucção ou à pressão atmosférica.

O aparecimento de materiais e técnicas que possibilitaram a construção de bases cada vez melhor adaptadas confirmou que as dentaduras podem ser retentivas por si próprias, o que despertou a curiosidade dos investigadores. A partir daqui iniciaram-se interpretações de carácter físico do fenómeno da retenção observado na clínica[16].

É um facto que, quando a boca está aberta e as forças oclusais e musculares não interferem na dentadura, a ausência da sua deslocação implica a intervenção de factores de retenção não-mecânicos[17]. Esta relação da base da dentadura com os tecidos é determinada por outros factores – físicos e biológicos – que condicionam a retenção. Os mais estudados são: adesão, coesão, tensão superficial, capilaridade, viscosidade, gravidade, adaptação, selamento periférico, pressão atmosférica e controlo neuromuscular, actuando individualmente ou em combinação[5, 18, 19].

Apesar dos numerosos trabalhos de investigação devotados a este tema, não existe acordo entre os diferentes autores no que respeita à importância relativa dos vários factores de retenção, nomeadamente dos factores físicos [5, 20].

Contudo, a investigação sobre materiais e técnicas utilizados no fabrico de bases de dentaduras continua, já que a importância basilar duma boa retenção para o conforto do paciente e a melhor funcionalidade das próteses fomenta esta necessidade de pesquisa[16].

Em seguida analisaremos os principais factores de retenção, a sua importância relativa, e o modo como alguns autores os valorizam com base em modelos experimentais, procurando evidenciar os conhecimentos com maior importância para a prática clinico-laboratorial.

I.2.1 – FACTORES DE RETENÇÃO

1.2.1.1 – ADESÃO

Por adesão designa-se a força física envolvida na atracção entre moléculas de diferentes substâncias, a qual permite que as superfícies dos corpos em contacto se mantenham unidas[5, 11].

De acordo com Richardson[21] , a adesão de sólidos a sólidos é ilustrada pela tenacidade com que duas placas de vidro ou de metal se mantêm unidas, independentemente da pressão atmosférica, desde que tenham superfícies perfeitamente justapostas, com exclusão total do ar. O requisito fundamental à adesão é que haja um contacto molecular íntimo entre o adesivo e o aderente[19]. Segundo van Noort[22], para que haja adesão a distância entre as moléculas interactuantes tem que ser menor que 0.0007μm. Assim sendo, a adesão seria virtualmente impossível entre duas superfícies sólidas (dado que as superfícies são rugosas a um nível molecular, esse contacto íntimo só existiria nos pontos mais salientes). Este obstáculo pode ser ultrapassado pela interposição de um fluido. É de observação comum a facilidade com que uma gota de água adere à face inferior de uma placa de vidro, o que demonstra a boa adesão que pode existir entre um sólido e um líquido[5]. Esta adesão deve-se à capacidade do líquido manter um contacto íntimo com uma área extensa da superfície do sólido. O fluido que se interpõe entre duas superfícies sólidas funciona como um adesivo[22].

Quando um líquido e um sólido entram em contacto, o ângulo formado entre a superfície líquida e a superfície sólida, designado por ângulo de contacto, depende da tensão superficial do líquido e da energia de superfície do sólido. O ângulo de contacto é uma indicação do grau de adesão entre o sólido e o líquido: quanto maior o ângulo menor a adesão. Os ângulos de contacto são constantes e específicos dos diferentes sistemas líquido/sólido. Uma superfície previamente humedecida exibe um ângulo de contacto menor[23]. Numa situação de molhabilidade perfeita, este ângulo de contacto é de zero graus, o que corresponde à situação ideal de adesão.

Em resumo, podemos afirmar que a adesão depende fundamentalmente de: 1 – intimidade de contacto (adaptação) entre as superfícies aderentes que no caso de duas superfícies sólidas é impossível de conseguir, como já verificámos; 2 – ângulo de contacto entre a superfície sólida e a superfície líquida (índice quantitativo da intimidade desse contacto).

Na boca, a adesão actua quando a saliva molha e adere à superfície basal das dentaduras e ao mesmo tempo à mucosa de suporte. A eficácia da adesão depende da adaptação da base aos tecidos, da área coberta pela base da dentadura e da fluidez da saliva.

A saliva fluida é mais eficaz na adesão. Para que haja adesão da dentadura aos tecidos de suporte, a saliva deve fluir facilmente para molhar toda a superfície.

Uma saliva espessa e viscosa adere bem, quer à base, quer à mucosa. Mas como a maior quantidade é produzida localizadamente pelas glândulas palatinas, a partir de certo volume pode deslocar a dentadura da sua

posição. A pressão hidráulica produzida por esta secreção mucosa e espessa pode ultrapassar as forças de adesão[11].

Como vimos, o ângulo de contacto é característico das substâncias de um determinado sistema, dependendo da tensão superficial do líquido e da energia de superfície do sólido. A resistência da resina acrílica à humidificação, devido à sua baixa energia de superfície, é reconhecida desde a sua introdução como material para bases de dentaduras. Com o objectivo de melhorar esta característica, e consequente retenção, foram avançados tratamentos da sua superfície (por exemplo com partículas de quartzo) e a utilização de "fillers"[24].

Em 1960, Graig[23] contestou o papel da adesão na retenção das dentaduras, já que tendo em conta um tamanho molecular de 0.006 μm, mesmo com uma espessura de filme salivar de apenas 6 μm, as forças de adesão entre a base e os tecidos só seriam efectivas se atravessassem um filme de 1000 moléculas de espessura. Como as forças entre moléculas só têm acção para poucas camadas moleculares, a adesão não teria efeito directo na retenção. Esta argumentação só tem fundamento se considerarmos apenas a interface base/mucosa. Na realidade, no sistema mucosa / saliva / dentadura devemos ter em conta duas interfaces (saliva / dentadura e saliva / mucosa) que, através das forças adesivas respectivas, intervêmna retenção das dentaduras.

Resumindo, quanto mais íntimo o contacto entre a base e a mucosa e mais extensa a área de recobrimento da mesma, maior será a adesão da saliva à mucosa e da saliva ao material acrílico da dentadura, e consequentemente a sua retenção[25].

I.2.1.2. – COESÃO

A coesão representa a força electromagnética de atracção pela qual as moléculas de uma substância aderem umas às outras[5, 6, 11].

Uma molécula de um fluido está sujeita a forças de atracção exercidas sobre ela por todas as moléculas vizinhas, e por sua vez exerce sobre essas moléculas uma força equivalente mas de direcção oposta. As forças de coesão são responsáveis pela continuidade de uma gota de água quando colocada em contacto com outro material[5].

É uma força retentiva porque a sua acção contribui para a continuidade do filme salivar entre a base da dentadura e a mucosa. Se as forças de coesão da saliva são ultrapassadas, rompendo essa continuidade, a retenção falha[9].

A sua eficácia é proporcional à área coberta e à adaptação da base à mucosa – quanto mais fino o filme salivar maior a eficácia da coesão[11].

I.2.1.3 – TENSÃO SUPERFICIAL

A tensão superficial é a propriedade pela qual a superfície exposta dos líquidos tende a contrair-se para a menor área possível. Esta força mantém a continuidade da superfície de um líquido[5, 6].

Dentro de um fluido a força de atracção entre as moléculas (coesão) está em equilíbrio. À superfície, a ausência de moléculas vizinhas cria uma situação de atracção unilateral não compensada, que origina uma energia potencial livre chamada tensão superficial.

É uma força relativamente pequena por si só, mas na interacção com outros factores ganha importância determinante[5].

Mede-se num tensiómetro e exprime-se em dines/cm ; o seu valor, para a saliva, é de 53 a 57 din/cm e para a água destilada a 25ºC é de 72.3 din/cm.

I.2.1.4 – CAPILARIDADE

Capilaridade é a força, dependente da tensão superficial, que faz com que a superfície de um líquido, se eleve ou deprima, quando em contacto com as paredes sólidas de um vaso[6].

A atracção capilar é por vezes mencionada como factor de retenção. Quando a base está adaptada aos tecidos existe um espaço estreito (cerca de 0.1 mm) entre a dentadura e a mucosa, o que proporciona as condições para que a atracção capilar possa entrar em acção. A mesma força que puxa para cima o menisco da superfície dum fluido atrai entre si duas paredes a uma distância capilar uma da outra. Quanto mais estreito o espaço (adaptação) maior a atracção[26].

I.2.1.5 – VISCOSIDADE

A maior parte dos líquidos, quando colocados em movimento, oferecem alguma resistência às forças que provocam esse movimento. Esta resistência é designada por viscosidade, que se considera ser devida a forças internas de fricção dentro da massa líquida[27].

O movimento de um líquido viscoso pode ser imaginado como uma deslocação sucessiva de camadas infinitesimais. Durante a deslocação desenvolve-se uma fricção que tende a impedir essa deslocação.

O efeito da viscosidade da saliva, ao contrário de outros factores físicos, está também relacionado com a mobilidade[26].

A relação entre a dentadura e os tecidos subjacentes é dinâmica. Sempre que a dentadura se move em relação aos tecidos, a viscosidade do filme salivar interposto resiste ou amortece este movimento e também proporciona uma força retentiva[18].

É com base neste princípio que as companhias farmacêuticas preparam os adesivos para dentaduras. Trata-se de substâncias poliméricas (por exemplo, carboximetilcelulose) que, depois de aplicadas à superfície tecidular

da prótese, se dissolvem na saliva, produzindo soluções com elevada viscosidade, que melhoram substancialmente a retenção das dentaduras[28].

I.2.1.6 – GRAVIDADE

É a força de atracção que solicita todos os corpos para o centro da Terra[29].

A gravidade contribui para a retenção de dentaduras mandibulares. O peso da dentadura inferior influencia a sua potencialidade retentiva[8].

É muito difícil pôr em acção todos os outros factores físicos de retenção quando se fazem dentaduras mandibulares completas. A gravidade pode proporcionar a força necessária para, em repouso, manter a prótese no seu lugar. Grunewald (cit. por Jacobson e Krol[5]) recomendava que as bases das dentaduras inferiores fossem fundidas em ouro com o peso equivalente ao dos dentes e tecido alveolar perdidos, realçando deste modo o efeito da gravidade nas propriedades retentivas da prótese.

Contudo, segundo Lawson[30], quando a mandíbula se move, a sua velocidade inicial pode ser muito maior que a velocidade resultante do peso da dentadura. Será pouco provável que a gravidade produza uma aceleração suficiente para que a dentadura acompanhe o movimento da mandíbula. Aparentemente, sob ponto de vista dinâmico, as dentaduras pesadas não oferecem qualquer vantagem.

I.2.1.7 – PRESSÃO ATMOSFÉRICA

É o factor físico de pressão devido ao peso da atmosfera na superfície terrestre.

A pressão atmosférica corresponde ao peso que uma coluna de ar, em condições normais de temperatura e humidade, exerce sobre uma determinada superfície. Ao nível do mar esta força é de 1 kg/cm^2.

Como o ar é um fluido, num determinado nível esta pressão actua de igual modo em todas as direcções[30].

A força retentiva da pressão atmosférica é proporcional à área projectada da base da dentadura. Sendo essa área de aproximadamente 26 cm^2 , a força retentiva seria de 26 X 1 = 26 kg . Estes cálculos pressupõem a existência de um vácuo sob a dentadura ou um contacto intermolecular absoluto entre a dentadura e o epitélio[30]. Devido à presença do filme salivar, nenhuma destas circunstâncias corresponde à realidade. Contudo, se houver um selamento periférico que impeça a entrada de ar e/ou saliva para a interface mucosa/dentadura, quando a dentadura é solicitada a deslocar-se, cria-se por instantes um vazio parcial que permite a actuação da pressão atmosférica como força retentiva de emergência[11].

A força retentiva durante a separação das bases deve-se à diferença entre a pressão existente na interface base/tecidos e a pressão circundante, seja ela atmosférica ou hidrostática[17].

I.2.1.8 – ADAPTAÇÃO

É o factor que se refere ao contacto íntimo entre a base da dentadura e a mucosa subjacente. Traduz o grau de ajustamento entre a prótese e as estruturas de suporte[5, 6].

O efeito da adaptação da base aos tecidos, como factor de retenção, tem merecido pouca atenção na literatura, talvez pela impossibilidade de a quantificar ou verificar directamente.

Observa-se com frequência uma melhoria de retenção das dentaduras após algumas semanas de uso. Pode ser explicado, quer por alguma adaptação dos tecidos da boca e habituação do paciente à nova dentadura, quer porque a absorção de água pelo acrílico compensa parcialmente as alterações dimensionais decorrentes do processamento da dentadura[16].

A adaptação condiciona o desempenho de quase todos os factores físicos referidos até aqui: adesão, coesão, tensão superficial, capilaridade.

I.2.1.9 – SELAMENTO PERIFÉRICO

É o factor que se refere ao contacto íntimo da periferia da dentadura com os tecidos adjacentes. É axiomático que para haver selamento tem que estar presente um tecido mole e elástico[6, 8].

A sua existência impede a passagem (entrada) de ar ou outras substâncias para a interface base/tecidos, mantendo uma pressão reduzida no interior do fluido[5, 18].

Quando a dentadura tende a deslocar-se da mucosa, o aumento de volume na interface base/mucosa "tem que ser preenchido" pela entrada de ar ou saliva a partir da periferia. Todos os factores que impeçam essa entrada aumentam a retenção. O desenvolvimento de um mecanismo valvular de sentido único entre a periferia da dentadura e a mucosa adjacente permite a saída mas não o ingresso de saliva e ar[17].

O selamento periférico constitui a forma mais eficaz de utilizar a pressão atmosférica na retenção das próteses. A pressão atmosférica não actua permanentemente. Quando a dentadura está em repouso as pressões exterior e interior equilibram-se, como no resto do organismo. Mas no momento em que qualquer força desloca a dentadura dos tecidos de sustentação, se o selamento periférico for eficaz tende a criar-se um vazio entre a base e a mucosa, que faz com que a pressão atmosférica se oponha à separação. Só uma adaptação e um selamento periférico adequados permitem este fenómeno[13].

Existem duas posições de selamento: uma na superfície polida da dentadura (selamento facial) e outra na sua periferia (selamento periférico). O selamento facial acontece em áreas anatómicas onde os tecidos moles (bochechas, lábios) como que repousam sobre a superfície polida da dentadura. O selamento facial é mais eficaz que o selamento periférico porque a sua continuidade não é rompida por pequenos movimentos destes tecidos. Tem ainda a vantagem de não necessitar de uma técnica de impressão tão rigorosa quanto o selamento periférico[8].

I.2.1.10 — CONTROLO NEUROMUSCULAR

É um fenómeno biológico aprendido, relacionado com as forças exercidas pela função muscular do paciente[5].

O controlo neuromuscular tem um papel determinante na retenção das dentaduras.

A actividade normal dos músculos está dependente dos impulsos aferentes enviados pelos proprioceptores de origem muscular, tendinosa ou articular. Depende ainda dos impulsos aferentes com origem em exteroceptores, nomeadamente receptores tácteis encontrados na mucosa da cavidade oral, incluindo os da língua. Acredita-se que estes receptores sejam de grande importância no ajustamento da coordenação muscular da língua, lábios e bochechas – os mais implicados na retenção das dentaduras[31].

A acção da musculatura oral e facial desenvolve-se do seguinte modo: a contracção do bucinador tende a assentar as dentaduras, superior e inferior, desde que as superfícies exteriores das vertentes vestibulares tenham a forma e orientação correctas; a musculatura lingual tem função retentiva, desde que a superfície polida da vertente lingual da dentadura mandibular tenha orientação, extensão e contorno que a facilitem. A base da língua pode proporcionar alguma retenção à dentadura superior, pressionando-a no bordo posterior quando o paciente utiliza os dentes anteriores.

Para que a acção da musculatura seja eficaz devem verificar-se as seguintes condições: 1 — a área da base deve ser o mais extensa possível, mas sem interferir com a saúde e função das estruturas que envolvem a dentadura; 2 — o plano oclusal deve estar situado e orientado correctamente; 3 — a arcada dentária deve estar situada na zona neutra; 4 — a forma e os contornos das superfícies polidas devem ser adequados para que a musculatura se adapte automaticamente à dentadura e reforce o selamento periférico[11].

Os pacientes aprendem a alterar as suas funções musculares harmonizando-as com a prótese que usam. Quando se colocam novas dentaduras, esta acção só é efectiva após um significativo intervalo de tempo, isto é, tem que se desenvolver um padrão de actividade muscular reflexa que contribua para reter as dentaduras em vez de as deslocar[8].

Contudo, como vimos atrás, os factores mecânicos das superfícies polida e oclusal e os factores biológicos e físicos da superfície tecidular interactuam para proporcionar a retenção das dentaduras completas desde o momento da sua colocação. Deste modo, na fase inicial da utilização das próteses é facilitada ao paciente a confiança necessária para a aprendizagem do controle neuromuscular[5].

Os indivíduos variam na capacidade para desenvolverem a coordenação motora e os reflexos necessários à utilização intra-oral das dentaduras. Alguns pacientes chegam a desenvolver um controle neuromuscular que lhes permite usar próteses cujas bases há muito deixaram de se relacionar correctamente com os tecidos de suporte devido às alterações anatómicas provocadas pela reabsorção dos tecidos[5].

I.3 – MODELOS DE INVESTIGAÇÃO LABORATORIAL

A maioria dos autores está de acordo quanto à contribuição destes factores na retenção das próteses. Como veremos a seguir, os diversos investigadores atribuem-lhes diferentes importâncias relativas.

As tentativas de explicação desta matéria, têm-se baseado em modelos laboratoriais que simulam a situação clínica, dada a impossibilidade prática do seu estudo e avaliação directa *in vivo*.

O estudo mais divulgado é o de John Stanitz[32]. A relação da prótese com a mucosa foi representada e estudada a partir de um modelo elementar constituído por duas placas planas de vidro justapostas, com interposição de um líquido, como o que se pretende ilustrar na Fig. 1.

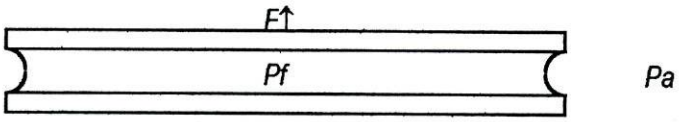


Fig 1 - corte de um filme fluido (exagerado) entre duas placas circulares.
F - força de separação.
Pf - pressão dentro do fluido.
Pa - pressão atmosférica.

Stanitz verificou que quando as placas são submetidas a uma força de separação (*F*) perpendicular ao filme líquido, a pressão dentro do fluido (*Pf*) diminui. Tendo em conta a pressão atmosférica envolvente (*Pa*), cria-se um gradiente de pressão através do menisco côncavo que entretanto se forma na periferia do líquido. Esse gradiente de pressão é directamente proporcional à tensão superficial do fluido (*C*) e inversamente proporcional à sua espessura (*h*): $Pa - Pf = \frac{2C}{h}$. Por sua vez, a força necessária à separação é tanto maior quanto mais elevado o gradiente de pressão e mais extensa a área (*A*) da superfície de união das placas: $F = (Pa - Pf)\ A$. Substituindo $(Pa - Pf)$ pelo seu valor representado na primeira equação, o autor obteve uma nova equação: $F = \frac{2CA}{h}$ designada por "Equação de Stanitz" – expressão matemática da força necessária para separar duas placas planas de área *A*, quando entre elas existe um filme líquido de espessura *h*.

Stanitz transpôs este raciocínio para a clínica. Imaginou uma dentadura adaptada a uma mucosa firme, com o espaço entre ambas completamente preenchido por um filme de saliva de espessura uniforme. A força necessária para desalojar a dentadura poderia exprimir-se do mesmo modo pela equação: $F = \frac{2CA}{h}$ em que *A* correspondia à projecção da área da base num plano perpendicular à direcção de *F*.

O autor conclui que, na retenção das dentaduras, o papel desempenhado pelo fluido resulta da diferença entre a pressão atmosférica e a pressão no interior do fluido. As forças de adesão e tensão superficial, não sendo significativas por si só, sustêm, através do menisco periférico, esta diferença de pressão, a qual, quando multiplicada pela projecção da área da dentadura, exprime a força de retenção.

Para que a interpretação proposta por este modelo seja congruente é necessário que a espessura *h* seja menor que 12,7μm, valor dificilmente alcançável na prática. Segundo Stanitz, uma espessura de 12,7μm requer uma força de separação de 0,12 Kg / cm^2. Se a espessura do filme líquido aumentar, a força exigida para romper a sua continuidade diminui. A partir de 12,7 μm diminui acentuadamente porque a relação força/espessura não é linear.

Antes de Stanitz, já Cox[33], em 1926, utilizando um modelo semelhante, tinha verificado que não havia tendência para a separação das placas, quer em atmosfera normal, quer em ambiente de pressão atmosférica reduzida. Com a imersão em água, o menisco periférico desaparecia, o gradiente de pressão também e verificava-se a sua separação. Esta separação era retardada pela resistência à corrente centrípeta devida à viscosidade do líquido.

Lindstrom e col.[9], em 1979, referem-se também ao sistema de duas placas de vidro paralelas considerando-o uma aproximação rudimentar da topografia do sistema mucosa-base da dentadura. Estes autores levantam várias objecções à interpretação do modelo de Stanitz, com base no facto de os valores da viscosidade e da tensão superficial da saliva serem variáveis, e na "impossibilidade" de se conseguir uma adaptação base/tecidos tão perfeita (menor que 12,7μm). Valorizam ainda como factor de erro, a condição estática do modelo experimental de Stanitz, dado não corresponder à natureza dinâmica do sistema dentadura/tecidos.

Nesta perspectiva, baseados entre outros num estudo de Stefan[34], ponderaram o mesmo modelo, valorizando mais a dinâmica do fluido e o factor tempo.

Se uma das placas estiver imóvel e à outra for aplicada uma força perpendicular de afastamento, assistimos a uma separação. O aumento do espaço (*dh*) é ocupado por uma corrente centrípeta de fluido. Quando a velocidade de separação das placas é superior à da corrente centrípeta do fluido, há uma cavitação entre elas. Se o movimento de separação é lento "qualquer" líquido pode fluir para o espaço. Stefan exprimiu matematicamente esta relação dinâmica pela fórmula: $Ft = \frac{3na^2}{4}(\frac{1}{h^2})$, em que (*F*) é a força de separação aplicada, (*t*) o tempo de aplicação dessa força, (*n*) a viscosidade do fluido, (*a*) a área de contacto e (*h*) a distância inicial entre as placas.

A partir desta equação foram tiradas conclusões importantes: 1 — há uma grande variedade de combinações *Ft* possíveis (uma força grande exercida durante um tempo curto pode ter o mesmo efeito que uma força pequena exercida durante muito tempo); 2 — a resistência à separação depende da velocidade de separação; 3 — quanto menor for a separação inicial entre as placas (*h*), maior será a força necessária para a separação; 4 — a força de separação é proporcional à viscosidade (*n*); 5 — a equação pressupõe que o líquido tenha um comportamento newtoniano.

Este modelo laboratorial, ao introduzir a viscosidade como um factor importante e ao dar uma interpretação dinâmica ao fenómeno da retenção, aproxima-se muito mais da realidade.

Entre vários autores, Craig e col[23].(1960), Roydhouse[17] (1960), Stamoulis[35] (1962), Tyson[36] (1967) e Barbanel[18] (1971) desenvolveram outros modelos laboratoriais explicativos do fenómeno da retenção das dentaduras completas.

Craig e col[23], num modelo laboratorial composto de um disco de plástico (polimetilmetacrilato) e uma placa de vidro separados por um filme salivar, mediram a força de retenção do sistema. A mesma força foi calculada a partir de uma equação que relaciona a retenção com a tensão superficial da saliva (*T*), a área (*A*), o ângulo de contacto (θ) e a espessura do filme (*h*): $F = \frac{2TA\cos\theta}{h}$. Cada um dos factores da equação foi determinado experimentalmente. A coincidência do valor calculado com base na equação, que atribui a força de atracção à capilaridade, com os valores medidos na experiência, levou o autor a concluir que a capilaridade é a principal força física envolvida na retenção da dentadura.

O modelo de Roydhouse[17] recorre mais uma vez a duas placas circulares com superfícies planas paralelas e horizontais, separadas por um espaço que contém um fluido. As placas podem estar totalmente imersas no fluido ou este pode estar apenas entre as placas.

Quando se exerce uma força para separar as placas, cria-se uma diferença de pressão entre o centro e a periferia, que origina uma corrente de fluido em direcção ao centro. A diferença de pressão resulta do retardamento no preenchimento do aumento de volume causado pela separação das placas, devido à viscosidade do fluido. Isto é, a velocidade de separação depende da força exercida, mas também da velocidade da corrente centrípeta do fluido, que por sua vez, depende da sua viscosidade e da geometria do sistema.

Segundo o autor, a retenção não pode explicar-se apenas por factores como a tensão superficial, pressão atmosférica e adesão, quer actuando isoladamente quer em conjunto. A retenção está essencialmente associada à movimentação de fluidos dentro de um certo sistema. Tudo que impeça a entrada de fluidos entre a base e a mucosa (selamento periférico, área de contacto e adaptação da base aos tecidos) contribui positivamente para a retenção.

Em 1962, Stamoulis[35] utilizou um modelo coberto de acrílico "soft", com diferentes espessuras conforme a zona anatómica, para mimetizar o mais possível o maxilar desdentado. Utilizou ainda três tipos de dentaduras: 1 — acrílica convencional; 2 — acrílica adaptada apenas na periferia e aliviada no resto da área em 1.5 mm da sua espessura (nesta área abriu um orifício para adaptação de uma máquina de vácuo); 3 — com base metálica. As dentaduras foram testadas no modelo sob várias condições de adaptação, seco ou com saliva interposta, ao ar livre ou em ambiente de vácuo, com ou sem vácuo sob a superfície basal da dentadura acrílica aliviada.

Deste modo estudou a importância da adesão e coesão, do filme salivar e da pressão atmosférica na retenção.

Das conclusões do autor destacamos as seguintes:

1. a pressão atmosférica não é um factor relevante para a retenção das dentaduras maxilares em acrílico;
2. o factor principal de retenção é a adesão da base aos tecidos moles, representados pelo acrílico soft";
3. com a interposição de saliva entre a base acrílica e o modelo a retenção é menor que quando as superfícies estão secas;
4. o total da pressão atmosférica exercida sobre uma dentadura maxilar de tamanho médio é de 11,5 kg.

Tal como Murray[3] salienta num artigo de revisão, as conclusões 2 e 3 estão em contradição com todos os estudos anteriores e posteriores acerca do papel da saliva na retenção das dentaduras; a conclusão 4 revela um valor surpreendentemente exagerado.

Provavelmente, as condições do estudo experimental de Stamoulis não eram as mais adequadas à aproximação da realidade clínica.

Na opinião de Barbanel[18], a tensão superficial e a viscosidade contribuem para a retenção das dentaduras completas. A contribuição relativa de cada mecanismo depende da forma como a saliva está distribuída na dentadura e nos tecidos: se o filme salivar cobre todas as superfícies da dentadura e da mucosa oral, não há formação de menisco salivar nem contribuição da tensão superficial, predominando a viscosidade como factor de retenção; se o filme salivar cobre a mucosa oral mas fica incompleto sobre a superfície polida da dentadura, há formação de menisco e a força retentiva é devida à tensão superficial e à viscosidade; se o filme salivar está confinado à superfície basal da dentadura, há formação de menisco e uma força retentiva considerável devida à tensão superficial.

Em condições normais pode ver-se um filme salivar sobre a superfície visível das dentaduras, o que significa que a retenção das dentaduras se deve principalmente à viscosidade da saliva.

A quantidade de saliva também é importante. À medida que a dentadura se desloca dos tecidos (por exemplo, se se inclina pela existência de um fulcro ou de uma pressão mais intensa de um lado que do outro), a espessura do filme interposto tem que aumentar para se manter intacto. Com uma saliva viscosa a força retentiva é elevada, mesmo para espessuras relativamente grandes.

Este estudo realça o valor da viscosidade da saliva como principal factor de retenção das dentaduras completas.

Em 1967, Tyson[36] concebeu um sistema constituído por um disco de vidro correspondente à dentadura, um disco de latão que representava a mucosa aderida e uma bainha de borracha equivalente da mucosa livre. O disco de latão estava ligado a um fio que o puxava por acção eléctrica e media a força de separação.

Tyson mediu a força necessária para separar o disco de latão do de vidro em diferentes condições e

ambientes.

Numa primeira fase utilizou apenas os discos em várias condições: 1 – sem nada interposto entre eles; 2 – com imersão do sistema em água; 3 – com um filme de água reduzido a um menisco na periferia do disco de latão. Em todos os casos a força de separação era irrelevante. As superfícies do latão e do vidro não se ajustavam suficientemente bem para permitir a formação de um menisco fino e contínuo. Com as superfícies utilizadas (latão e vidro), a adesão, coesão, tensão superficial, pressão atmosférica e viscosidade tinham pouco ou nenhum efeito na retenção.

Noutra fase, fez a mesma medição com a adição de um disco de borracha como equivalente da mucosa móvel encontrada na periferia da área de suporte. Sem água interposta a força de separação era mínima. Com um filme líquido reduzido a um menisco na periferia da borracha era necessária uma força considerável (40,0 kg) para a separação – nestas condições, a bainha de borracha ficava intimamente adaptada ao vidro e a tensão superficial na periferia do filme era suficiente para permitir uma baixa de pressão por baixo do disco de metal enquanto a força de separação era aplicada. Quando o sistema era imerso em água, a borracha flutuava e a força de separação era quase nula, a não ser que à periferia a borracha se mantivesse "colada" ao vidro.

A substituição da água por saliva conduziu a resultados semelhantes. Devido à maior viscosidade da saliva, alguns dos movimentos eram mais lentos.

O efeito da redução da pressão atmosférica, possível pela introdução do sistema numa câmara de vácuo, diminuiu a retenção, apesar de não alterar nem a viscosidade, nem a adesão, nem a coesão.

Nas condições estudadas, a tensão superficial foi provavelmente responsável pela manutenção do gradiente de pressão, uma vez que, a sua diminuição pela adição de um detergente fez com que o sistema perdesse eficácia.

Deste conjunto de experiências e medições, o autor concluiu que a adesão, a coesão e a viscosidade são importantes, na medida em que proporcionam um filme inexpansível de saliva entre a base e a mucosa. No entanto, a retenção é obtida fundamentalmente pelo efeito do selamento periférico.

I.4 – ESTUDOS CLÍNICOS

Dissemos atrás que o estudo e a avaliação dos factores físicos que afectam a retenção das dentaduras completas é praticamente impossível *in vivo*.

Apesar disso, alguns autores levaram a cabo experiências clínicas que, embora não permitam uma avaliação directa desses factores, são uma contribuição importante para a compreensão global do fenómeno da retenção.

Campbell[37], em 1954, efectuou um estudo clínico no qual, após a administração sistémica de sulfato de atropina a um paciente, a diminuição da secreção salivar foi tal que não era visível qualquer filme fluido no maxilar desdentado antes e durante a inserção de duas bases de dentaduras. Ao verificar que a "ausência" de fluido aumentava a retenção, desvalorizou o papel desempenhado pela capilaridade e pela tensão superficial e enaltecendo o papel da adesão e, obviamente, da adaptação. Apesar de não o ver, Campbell não pôs de parte a hipótese de qualquer tipo de filme fluido (secreção tecidular, sinérese com origem na base da prótese) estar presente, embora não fosse detectável a olho nu por ser extremamente fino.

De facto, pode observar-se adesão da base da dentadura à mucosa de pacientes com xerostomia – o material da base da dentadura fixa-se às mucosas secas dos lábios, às bochechas e à mucosa de suporte. Contudo, além de pouco eficaz como força retentiva, esta fixação torna-se incómoda para o paciente.

Em situação normal, existe a intervenção de um fluido entre a base da dentadura e os tecidos. Assim, a intervenção da adesão deve ser pensada considerando três e não apenas dois intervenientes.

Com o objectivo de avaliar o efeito da pressão atmosférica na retenção de próteses maxilares, Snyder[38], em 1945, mediu a retenção das próteses de sete pacientes em situação de redução da pressão atmosférica em 70% (câmara de pressão a 0.31 kg/cm^2 , simulando 9.000 m de altitude). Constatou uma diminuição média de 50% na retenção, quer com bases de dentaduras feitas para o teste, quer com as dentaduras dos pacientes. Teoricamente, sendo a pressão atmosférica ao nível do mar de 1 kg/cm^2 e a área média da prótese 32 cm^2, numa situação de vácuo perfeito entre a base e a mucosa, uma dentadura necessitaria de 32 kg para ser desalojada, sem entrar em conta com o papel da adesão. Na realidade, apenas 8% deste valor foi necessário. Não se verificou aproximação entre as expectativas teóricas e os resultados obtidos nas condições do ambiente oral.

Deste seu estudo, o autor concluiu que a pressão atmosférica era um factor fundamental na retenção das próteses maxilares. Acrescentou que para tirar o máximo proveito da retenção devida à pressão atmosférica, deve realizar-se um bom selamento periférico, recobrir-se o máximo possível da área de suporte e propiciar-se uma adaptação exacta.

Em condições de pressão atmosférica reduzida, ocorre uma diminuição da secreção salivar e uma

diminuição do controle neuromuscular. Apesar disso, é pouco provável que, só por si, estes fenómenos justifiquem a diminuição da retenção verificada e retirem validade à experiência.

Skinner e Chung[39], em 1951, provaram que a perfuração do palato da dentadura ou um selamento posterior inadequado reduzem substancialmente a retenção da maior parte das dentaduras maxilares. Tal efeito não seria de esperar se as forças de adesão e coesão, que dependem principalmente da área da superfície e da adaptação, fossem os factores críticos na retenção das dentaduras. Concluem os autores que, provavelmente, a perda de retenção é uma consequência da diminuição do gradiente de pressão existente entre o interior e o exterior da dentadura devido à ruptura da continuidade do filme salivar, o que permite a entrada de ar e saliva para a interface base / mucosa.

Num estudo clínico experimental em que analisam o papel da saliva na retenção de dentaduras maxilares completas, Kawazoe e Hamada[40] referem que quando a dentadura maxilar está em função, é importante que a base se aproxime o mais intimamente possível dos tecidos subjacentes. Quando a força da mastigação é aplicada à dentadura, a saliva é espremida, ficando uma quantidade mínima entre a base e os tecidos. Quando essa força é aliviada, o espaço entre a base e a mucosa vai aumentando gradualmente pela acção da elasticidade dos tecidos, da adesividade dos alimentos e da gravidade, proporcionando condições à entrada de saliva e ar e diminuindo a retenção. Se a dentadura tiver um bom selamento periférico impede esta entrada de fluidos.

Com base no conhecimento de que a resistência eléctrica diminui com o aumento de volume da saliva, os autores mediram a resistência eléctrica da membrana mucosa do palato e verificaram que a entrada e saída de saliva é maior nas dentaduras com fraca retenção do que nas dentaduras com boa retenção.

A retenção máxima desenvolve-se quando existe um "volume óptimo" de saliva entre a base da dentadura e a mucosa - nestas circunstâncias, o movimento salivar sob a base é mínimo.

Em 1953, Skinner e col[41] estudaram a retenção de placas-base em função de um certo número de factores.

Utilizando um dinamómetro, verificaram que a retenção aumentava quando se acrescentava às bases o selamento posterior ou o selamento periférico, e ainda mais com os dois.

A retenção diminuía com a presença de zonas de alívio de um modo proporcional à área aliviada. As dentaduras sem vertentes vestibulares mostravam diminuição da retenção, que se acentuava nas dentaduras sem palato.

A retenção não era diferente em função do material de impressão utilizado – alginato ou pasta zinquenólica, após selagem periférica com godiva.

Os resultados verificados neste estudo permitiram concluir que a adaptação, a área da superfície de contacto base/mucosa e o selamento periférico são os factores essenciais da retenção, independentemente dos

mecanismos físicos que os expliquem.

Roydhouse[17] deu atenção preferencial às condições da dinâmica salivar. Na sua opinião a retenção é aumentada por todos os factores que impeçam o aumento do volume na interface base / mucosa e pela consequente entrada de ar ou saliva a partir da periferia.

A área de contacto dentadura/mucosa deverá ser a maior possível porque a distância que o fluido terá que percorrer desde a periferia até ao centro, até que haja separação total, será tanto maior quanto maior for a área de contacto.

A importância da adaptação, ou proximidade da base aos tecidos, relaciona-se com a maior dificuldade de movimentação dos fluidos em espaços estreitos.

A saliva mais viscosa retarda a corrente centrípeta aumentando a retenção.

Em circunstâncias normais, a tensão superficial da saliva tem uma importância menor, mas o menisco periférico pode ajudar na retenção, dado que a sua presença, pela justaposição dos tecidos flácidos à periferia da prótese, contribui para a formação de um mecanismo valvular - permite a saída e impede a entrada de fluidos.

Num estudo clínico efectuado em 1966, Swartz[42] avaliou a retenção de dentaduras feitas em cinco materiais diferentes: acrílico termopolimerizado, acrílico autopolimerizado, porcelana, cromocobalto e alumínio. Fez a medição, em cinco pacientes, da força necessária para deslocar as diferentes dentaduras. Por ordem decrescente, os valores obtidos foram de 7 kg para as bases de alumínio, 6 kg para a porcelana, 6 kg para o cromocobalto, 5,8 kg para a resina autopolimerizada e 5,6 kg para a resina termopolimerizada.

Nas bases em que eliminou as vertentes vestibulares, a força de retenção era muito reduzida, pelo que necessitou de um método de medição diferente – adição de pesos de chumbo até a prótese se desalojar. Ao eliminar as vertentes vestibulares, diminuía a área da superfície de contacto base/mucosa e, possivelmente, o fecho periférico. Os valores de retenção verificados apresentavam a mesma ordem, excepto para as bases de cromocobalto e de porcelana, que trocavam de posições relativas.

O autor pretendeu enfatizar a retentividade das bases de alumínio, decorrente da melhor adaptação e molhabilidade da superfície. Recomendou este material para bases com pouca extensão.

Lawson[30], numa revisão das teorias sobre retenção das dentaduras, termina sugerindo que se deve cobrir o máximo de tecido de suporte, que o contacto entre a base da dentadura e o epitélio deve ser o mais íntimo possível, para assegurar uma espessura de filme salivar muito fina e uma maior resistência ao movimento quando a dentadura se deslocar e que os bordos devem provocar uma ligeira pressão elástica nos tecidos periféricos para assegurar um menisco salivar uniformemente fino à volta de toda a dentadura.

O'Brein[43] avaliou o papel da saliva na retenção de bases de dentaduras tendo em conta a pressão atmosférica, a tensão superficial e a viscosidade. Concluiu que os factores mais importantes são a adaptação íntima da base da dentadura aos tecidos de suporte, a viscosidade da saliva, o tempo de aplicação das forças de deslocação que deve ser curto e a humidificação da base pela saliva.

Segundo o mesmo autor, a tensão superficial só tem significado quando o filme salivar não se estende para além da periferia da dentadura (o que só acontece quando a respiração bucal evapora a saliva em excesso), ao passo que a pressão atmosférica não tem significado como factor de retenção.

Niedermeier e Kramer[44], em 1992, num estudo em que relacionam a secreção salivar com a retenção das dentaduras, referem como dados essenciais a existência de uma correlação estreita entre a secreção das glândulas palatinas e a retenção da dentadura maxilar (o que está relacionado com a viscosidade da secreção mucosa), a baixa correlação entre a retenção da dentadura mandibular e a secreção palatina, a ausência de relação entre a secreção parotídea e a retenção da prótese superior e a não-interferência da saliva total na retenção das dentaduras maxilares (o selamento periférico impede a sua entrada na interface base / mucosa).

I.5 – SÍNTESE DAS CONCLUSÕES DOS ESTUDOS LABORATORIAIS E CLÍNICOS

Na retenção das próteses completas, independentemente do modelo experimental e da sua expressão matemática, da importância relativa dos factores condicionantes e das diferentes interpretações dos estudos clínicos, todos os autores concordam com o valor fundamental de três requisitos:

- a área da superfície de contacto prótese/mucosa - deve ser o mais extensa possível;
- o selamento periférico que marca o limite periférico da base e impede a entrada de fluidos para a interface base / mucosa.
- a adaptação exacta que elimina o ar da interface base / mucosa, uniformiza e reduz a espessura do filme salivar ao mínimo e potencia a acção de muitos dos outros factores.

I.6 – RETROSPECTIVA HISTÓRICA

Neste capítulo pretende-se fazer uma análise dos materiais e técnicas utilizadas pelos profissionais da arte dentária ao longo dos tempos para resolveram o problema da adaptação das bases protéticas.

Para comprendermos melhor a história da evolução desta arte vamos começar pelo fim. Actualmente, os dentistas dispõem de materiais e técnicas que lhes permitem obter modelos dos maxilares desdentados com elevado grau de fidelidade e construir próteses cujas bases se ajustam bastante bem a esses modelos. Apesar das alterações dimensionais e distorções que inevitavelmente acabam por acontecer durante o processamento, não é difícil conseguir dentaduras relativamente bem adaptadas aos maxilares desdentados.

Nem sempe os profissionais dispuseram destas facilidades e, contudo, já se fazem dentaduras há centenas de anos. As próteses primitivas, de diversos materiais (madeira, marfim, presas de hipopótamo e osso), eram escavadas por artesãos que avaliavam a sua adaptação pela observação e palpação[45]. Apresentavam obviamente grandes desajustes e uma ausência total de retenção. O primeiro exemplar de prótese completa (superior e inferior), datado de cerca de 1500, foi descoberto em escavações na Suiça. Feita em osso (fémur de boi) grosseiramente escavado, consistia em duas arcadas ligadas por uma charneira na extremidade posterior. Como não tinha base propriamente dita, a retenção era puramente mecânica e proporcionada pelos dentes remanescentes. Esta prótese tinha apenas efeito cosmético, dado que se limitava a formar uma "fachada" sobre os dentes naturais, presumivelmente cariados[14]. O fabrico de uma dentadura foi descrito pela primeira vez por Purmann (cit. por Hoffmann-Axthelm[46]), em 1684: uma porção de cera era escavada e moldada com a forma e contornos desejados, de tal modo que reproduzisse os dentes ausentes, encaixasse grosseiramente nos dentes remanescentes e se adaptasse ao palato e cristas residuais. Este modelo era usado por um artesão que o reproduzia em osso ou marfim. Era pouco provável que tais dentaduras dependessem da base para a sua retenção, porque para isso seria necessário uma extensão de cera impossível de retirar da boca sem distorção. O modelo de cera tinha que ser pequeno, com uma base de extensão mínima. A retenção estava dependente do acaso, a não ser que a prótese fosse mantida por meios mecânicos tais como molas[14, 15, 46].

Nuck (cit. por Hoffmann-Axthelm[46]), em 1692, considerou pela primeira vez a função mastigatória da prótese. Segundo este autor, se faltassem todos os dentes na mandíbula, esculpia-se uma peça com uma fileira de dentes e inseria-se de maneira que se movesse conjuntamente com os movimentos da mandíbula.

Em 1755, Bourdet (cit. por Hoffmann-Axthelm[47]) usando um modelo de cera tal como Purmann no século XVII, encomendava a um ourives uma base de ouro para os casos de desdentados completos. A peça era esmaltada de vermelho de acordo com as instruções do dentista. Nessa base eram inseridos dentes de cadáver com as raízes encurtadas. Para a retenção das próteses, Bourdet usava molas também de ouro dado que o aço era sujeito a ferrugem.

6.1 – IMPRESSÕES E MODELOS

Embora Purmann não realizasse uma impressão, a sua técnica não deixa de se aproximar daquilo que podemos considerar uma primeira tentativa de modelação. A escultura que fazia servia de modelo ao artesão, de cuja habilidade a adaptação da prótese dependia em grande parte.

Philipp Pfaff (cit. por Hoffmann-Axthelm[48]), em Berlim no ano de 1756, foi o primeiro a descrever a tomada de impressões dos maxilares de maneira que todas as elevações da gengiva fossem visíveis. Como material usava cera de lacre amolecida em água quente. Para que não houvesse distorção aquando da extracção, retirava a cera em duas porções que, depois de removidas, eram unidas fora da boca. Para endurecer o molde colocava-o em água fria. Este molde era preenchido com gesso que depois de endurecido dava origem ao modelo.

Quando havia dentes remanescentes, Pfaff pedia ao paciente que mordesse a cera de tal maneira que os dentes antagonistas ficassem marcados na sua posição de oclusão correcta. Esta manobra corresponde à primeira tentativa de um registo intermaxilar[14, 48]. Nesta descrição não há referência a qualquer tipo de utensílio para levar a cera ao contacto com a mucosa.

Em 1820, Delabarre (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]) introduziu as moldeiras. Segundo este autor,

a cera amolecida deve ser colocada numa pequena colher ("track") ou fundição semielíptca de metal branco ou prata. As paredes deste instrumento proporcionam resistência e mantêm a pressão das bochechas longe da cera. Depois de desinserida a impressão deve ser imersa em água fria.

De entre os vários autores que deixaram os seus nomes ligados à evolução de materiais e técnicas de impressão, não queremos deixar de referir: Charles Stent (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), que em 1856 introduziu a godiva ou composto de modelar, ainda hoje muito utilizada; Joseph Richardson (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), que em 1860 recomendava a gutapercha pela sua elasticidade; Westcott (cit. por Murray e Darvell[14]), que nos meados do século. XIX, adoptou o gesso como material de impressão; Schrott (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), que em 1864 num congresso em Munique fez uma comunicação em que definia o princípio das impressões funcionais; Alphons Poller (cit. por Hoffmann-Axthelm[49]), físico vienense que em 1924 publicitou o primeiro material de impressão que permanecia elástico mesmo depois do endurecimento.

A patente da preparação de Poller, baseada em agar-agar, foi adquirida por firmas dentárias que a desenvolveram depois da morte do autor em 1931. Durante a Segunda Guerra, nos E. U. A. começaram a trabalhar com alginatos derivados de algas castanhas nativas, dada a escassez de algas da costa japonesa[14, 49] (matéria prima do agar-agar).

Entretanto, foram desenvolvidos materiais de impressão elásticos a partir da borracha sintética e de outros polímeros. Hoje, a grande variedade existente permite que cada um deles possa ser utilizado em função da sua especificidade.

I.6.2 - CONSTRUÇÃO DAS DENTADURAS

Com a introdução das técnicas de impressão foi possivel dispor de modelos, nos quais os artesãos podiam construir as dentaduras sem necessidade de provas frequentes na boca do paciente.

A partir de um bloco de marfim escavado por meio de instrumentos de corte (puas e lâminas), o artesão conformava a base ao modelo. Utilizava um pigmento que ia detectando as irregularidades que nas provas sucessivas impediam o ajustamento[14].

Um método semelhante foi descrito em 1836 por Eduard Blume (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), dentista da corte de Berlim, para a manufactura de dentaduras de osso, então em uso. A peça era grosseiramente conformada com uma grosa e a seguir colocada no modelo pintado com uma tinta preparada com negro de fumo e óleo. As áreas da base ficavam marcadas com tinta e iam sendo desvastadas com ferramentas de esculpir até se obter uma base adaptada ao modelo.

Em Londres, no ano de 1845, John Tomes (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), patenteou uma máquina para a manufactura de dentaduras, designada por "Dentifactor". Era um aparelho pantográfico equipado com uma fresa que esculpia no material ósseo a forma em negativo do modelo, que lhe era transmitida através de um sistema de apalpador. Apesar de ser uma máquina engenhosa, não possibilitava a transmissão das área com retenções ("undercuts")[15].

Nas três últimas descrições verificamos que a disponibilidade do modelo representou um salto qualitativo na adaptação das próteses.

I.6.3 - RETENÇÃO DAS DENTADURAS (MEIOS MECÂNICOS)

Pierre Fauchard (cit. por Hoffmann-Axthelm[47]), grande dentista parisiense, compilou num livro escrito em 1728 os conhecimentos tradicionais de artesãos e cirurgiões e os da sua própria experiência. A sua principal actividade foi desenvolvida no campo da prótese.

Segundo este autor as dentaduras inferiores, esculpidas num torno a partir de peças de osso, assentavam no arco mandibular devido ao seu peso. As dentaduras superiores, eram mantidas no seu lugar pela acção de molas de aço achatadas com uma das extremidades a ela fixada, enquanto que a outra assentava directamente na mandíbula ou era fixada à dentadura inferior.

Apesar do melhor ajuste das bases das próteses proporcionado pelo aparecimento dos modelos, a adaptação aos maxilares desdentados não era ainda suficientemente exacta. Daí a necessidade do recurso a meios auxiliares de retenção, de que as molas referidas por Purmann (1684), Fauchard (1728) e Bourdet (1755) eram um exemplo.

É provável que as molas fossem desconfortáveis, podendo provocar lacerações nos tecidos moles.

O sistema de molas como meio auxiliar de retenção foi utilizado durante muito tempo (Séculos XVIII e XIX)[50]. Ainda hoje são vendidas em Portugal em casas de material dentário, e há pacientes portadores de próteses em que essas molas são aplicadas (Fig. 2).

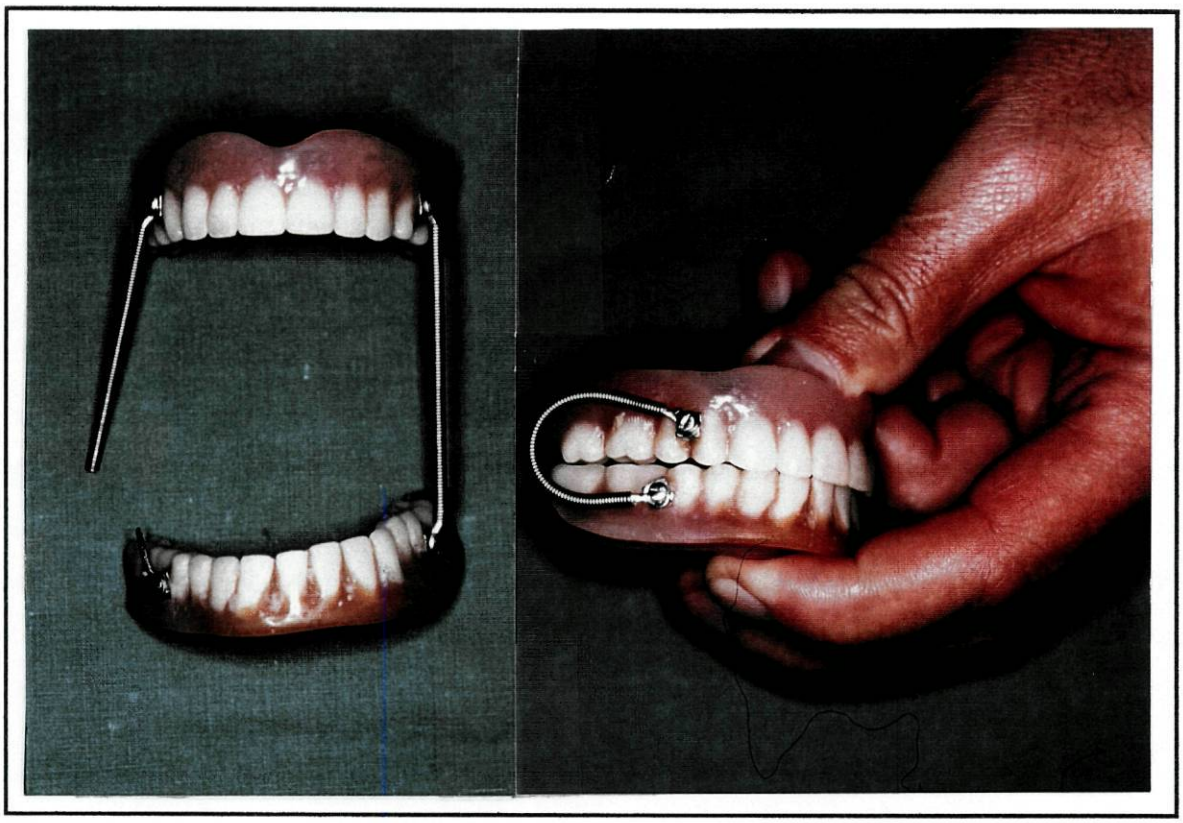


Fig. 2 - prótese completa com molas como meio auxiliar de retenção

I.6.4 - RETENÇÃO DAS DENTADURAS (MEIOS FÍSICOS)

Jacques Gardette (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]), imigrante francês em Philadelphia, em 1784 construiu a primeira prótese superior autoadesiva, ao que consta por acidente. Após colocar a título provisório uma prótese sem molas no maxilar desdentado de uma senhora, verificou mais tarde para sua completa surpresa que a senhora conseguia falar perfeitamente. O autor atribuiu o facto aos fenómenos de sucção e de adesão. A retenção verificada só foi possível provavelmente devido à boa adaptação entre a base e os tecidos[51, 52].

A descoberta da "retenção pelo vazio" levou à construção generalizada de dentaduras cuja superfície basal era dotada de um artifício retentivo designado por "câmara de sucção". Devido ao efeito de ventosa, facilitava a retenção apenas nos primeiros dias após a colocação da prótese. A sua presença provocava a inflamação e a proliferação da mucosa que, ao preencher a cavidade lhe retirava a eficácia[51] .

Outro meio de retenção, baseado no mesmo princípio, consistia em fixar pequenas ventosas de borracha à base das próteses. Estas ventosas, além de fazerem balançar a prótese, eram muito mal toleradas pela maior parte dos pacientes devido à inflamação e deformação que provocavam na mucosa[51].

Face ao efeito duvidoso e autolimitante destes artefactos retentivos, surgiram as primeiras alternativas para a retenção de dentaduras sem recurso a dispositivos mecânicos. Martinier[51], em 1898, no seu livro *Clinique de Prothèse*, escreveu:

Uma base tão extensa quanto possível, perfeitamente adaptada à mucosa, fundida ou estampada sobre um modelo obtido de uma impressão de gesso, substitui com vantagem todas as câmaras de vazio. A sua aderência é suficiente para os aparelhos superiores, sobretudo para as abóbadas palatinas fundas. Exige mais paciência e cuidado para os aparelhos inferiores onde a superfície sobre a qual assentam é muito limitada. Torna-se difícil em casos em que a reabsorção fez desaparecer as cristas alveolares. As bases retidas por aderência de contacto são bem toleradas pela mucosa bucal e podem ser mais leves porque não precisam de espessura para alojar a câmara de sucção. Sublinhado nosso.

De notar, neste texto, a importância dada a dois factores – área da superfície de contacto entre base e mucosa e adaptação da base da dentadura aos tecidos, como essenciais à aderência (leia-se retenção) de próteses superiores; – dificuldade de retenção das próteses inferiores principalmente em situações de grande reabsorção óssea. O que Martinieri escreveu em 1898 ainda continua actual um século depois.

I.6.5 – MATERIAIS DE BASE DAS DENTADURAS

O material das bases é outro elemento directamente relacionado com a problemática da adaptação.

Para além de uma boa adaptabilidade, devem possuir outras propriedades[53, 54], que mercê da evolução técnico-científic têm vindo a ser conseguidas.

I.6.5.1 – MATERIAIS PRIMITIVOS

Já falámos em diversos materiais utilizados em base de dentaduras, como a madeira (utilizada no Japão), o osso, o marfim e o dente de hipopótamo. Estes materiais, além de serem trabalhados por métodos totalmente artesanais, estavam longe de preencher os critérios actualmente exigidos.

As dentaduras preparadas em osso exigiam um trabalho mecânico complicado, e degradavam-se rapidamente no meio bucal. Experiências com concha de tartaruga e com chifre também não foram bem sucedidas[15]. O marfim não era um material muito bom porque se deteriorava no meio bucal e não fixava bem os dentes humanos, além de ser caro e moroso – o tempo médio requerido para o fabrico de uma dentadura com dentes naturais ascendia a seis semanas[14]. De todos os referidos, o esmalte de presa de hipopótamo era o material preferido para bases[15]. A Sociedade Odontológica da Grã-Bretanha estabelecia em 1861 que o trabalho feito em presa de hipopótamo tinha uma duração média de 3 a 4 anos[14] . Refira-se, a título de curiosidade e de acordo com uma estimativa do mesmo ano, que seriam sacrificadas cerca de 1100 criaturas por ano para satisfazer as necessidades do mercado[15].

I.6.5.2 – PORCELANA

Outro material utilizado como base de dentadura foi a porcelana que, segundo consta, foi introduzida na Europa por um padre jesuita que passou parte da sua vida na China[52], de onde trouxe o segredo.

A primeira dentadura em porcelana é da responsabilidade dum boticário dos subúrbios de Paris, Alexis Duchâteau (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]). Insatisfeito com a sua prótese de osso e marfim, desagradável e mal cheirosa (absorvia o cheiro, a cor e o sabor dos produtos que, dada sua profissão, inevitavelmente, tinha que provar), teve a ideia de usar a porcelana para fabricar, numa só peça, a base e os dentes da prótese. Em 1774, com a ajuda do dentista parisiense Dubois de Chémant, construiu uma dentadura de porcelana cozida numa fábrica em Sèvres. Apesar do entusiasmo, a tentativa de usar o invento noutros pacientes não teve êxito, por falta de treino especial do boticário que não conseguiu controlar a contracção de 20-40% resultante da cocção da cerâmica.

Nicolas Dubois de Chémant (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]) retomou a investigação de Duchâteau e aperfeiçoou a técnica de processamento da porcelana. A pasta era conformada aos modelos e as formas de contorno dos dentes escavadas no mesmo material. Após uma secagem lenta, a peça era cozida na sua totalidade em fornos especiais porque exigia uma temperatura muito elevada. A contracção da porcelana era compensada pelo aumento correspondente do tamanho do modelo. Finalmente, estes "blocos" brancos eram esmaltados com as cores correspondentes aos dentes e às gengivas.

A porcelana tinha vantagem estética dada a imitação perfeita da gengiva e mucosa palatina, mas os inconvenientes eram múltiplos: ajuste imperfeito da placa-base devido à contracção sofrida pelo material; peso considerável do aparelho; fragilidade da porcelana, que podia fracturar durante os esforços mastigatórios[14, 15, 55]. Por estes aspectos negativos, não era ainda "a solução", e a partir de 1814 deixou de ser utilizada como material de base de dentaduras[14].

Apesar do fracasso da utilização isolada da cerâmica, em 1820, Christophe Delabarre (cit por Martinier[55]) tirou partido das suas qualidades estéticas utilizando-a sobre bases metálicas (bases metalo-cerâmicas). Dado que o ouro não suportava as temperaturas de cozedura, a base era de platina estampada sobre o modelo, sendo os dentes contraplacados nela e soldados com ouro puro. Para imitar as gengivas, a placa de metal era recoberta com sucessivas camadas de pasta cerâmica sujeitas a diferentes cozeduras. A fragilidade, o peso, a dificuldade de construção e o custo elevado eram alguns dos inconvenientes destas próteses. As principais vantagens eram a estética e a maior resistência relativamente à cerâmica simples.

I.6.5.3 – METAIS

Edward Hudson (cit por Hoffmann-Axthelm[15]), em 1820 deu continuidade à utilização de metais, sendo o primeiro a fundir bases de próteses em estanho. O estanho fundido foi largamente utilizado, especialmente para próteses mandibulares, às quais assegurava não só uma boa adaptação mas também uma razoável retenção

devido ao seu peso. Precisamente por essa razão, ainda hoje são usadas em mandíbulas desfavoráveis. Este metal, no estado puro, tem o inconveniente de ser muito mole e deformável. Estas características indesejáveis são melhoradas nas ligas de estanho/prata ou de estanho/cádmio. Embora lhe aumentem a dureza, diminuem-lhe a resistência química (o estanho puro fica logo atrás do ouro e da platina em termos de resistência aos líquidos bucais). O peso, importante para próteses inferiores, a plasticidade, a facilidade de manipulação e a inalterabilidade no meio bucal são as suas principais vantagens.[55].

O aparecimento do alumínio, em 1885, levou à substituição gradual do estanho, por ser mais resistente, mais durável e mais higiénico. O alumínio é um metal dúctil e quase tão duro como a prata. Podia ser estampado ou fundido para a confecção de bases de próteses. O alumínio fundido era muito difícil de manusear, além de sofrer grandes contracções. Nas bases de alumínio estampado a ligação dos dentes e das gengivas era difícil por não se conhecer soldadura capaz de resistir durante tempo suficiente[55]. Em 1870, Bean (cit. por Hoffmann-Axthelm[15]) inventou uma máquina de fundir e a partir daí as bases de alumínio com dentes montados em vulcanite foram bastante utilizadas. O metal fundido era preferível ao estampado porque assegurava uma adaptação mais perfeita da base ao modelo. O alumínio permitia construir aparelhos leves e finos, mas bastante resistentes[15, 55]. Já depois da resina acrílica ser universalmente aceite como material de eleição na construção de bases de dentaduras, Swartz[42] (1966) e Barsoum[56] (1968) publicaram artigos a defender a utilização do alumínio. As suas vantagens, segundo estes autores, eram a boa adaptação, a condutibilidade térmica e a menor irritabilidade para os tecidos. O alumínio estaria indicado para bocas com pouca área de sustentação e pouco potencial retentivo. Mesmo assim, as bases de alumínio fundido, utilizadas desde os anos 20, foram sendo desacreditadas pela sua tendência para a corrosão e pelas exigências técnicas da sua manipulação (revestimento especial; canais de alimentação e escape devido à baixa fluidez quando fundido; cuidado para evitar a contaminação com o oxigénio – a solubilidade do oxigénio aumenta com a temperatura e liberta-se quando o metal solidifica, provocando o "pitting")[42].

O ouro puro é muito mole para ser utilizado isolado. Para fins dentários utilizava-se em liga com o cobre, a prata ou a platina. Em aparelhos compostos de duas placas sobrepostas, utilizava-se o ouro puro na placa que assentava na mucosa, porque se moldava melhor, e o ouro em liga na outra placa para assegurar a rigidez. É um material excelente pelas suas qualidades de ductilidade e facilidade de trabalho, e pela sua resistência à acção dos fluidos bucais. Contudo, raramente era utilizado nas dentaduras completas sem ser combinado com outro material. Além de ser caro, era difícil soldar-lhe os dentes[55].

A platina possui as mesmas vantagens e qualidades do ouro. Ligada ao ouro (na proporção de 5% deste), apresenta maior rigidez, permitindo reduzir a espessura das placas. É tambem muito cara, e a soldadura dos dentes igualmente difícil[55].

Se alguns tratados de Prostodontia Completa publicados recentemente não lhes fazem referência ou lhes dão pouco relevo[57, 58, 59], outros[60, 61, 62] dedicam algum espaço às vantagens e inconvenientes da utilização dos metais

para bases de próteses. Referem que as bases de metal são por vezes usadas como alternativa à resina. Os metais referidos como utilizáveis são as ligas de ouro tipo III e tipo IV, a platina, todas as ligas de crómio habitualmente usadas em prótese parcial, o aço inox e o alumínio em ligas com 2 a 4 % de magnésio e pequenas quantidades de sílica. As principais vantagens são o menor volume, o maior peso nas próteses mandibulares, a maior resitência, a menor distorção, a melhor adaptação, a menor deformação durante a função, a menor porosidade, a maior facilidade de limpeza, a melhor condutibilidade térmica (transmissão dos estímulos térmicos à mucosa), a menor patogenicidade para os tecidos e a menor propensão à fractura. Os inconvenientes são o custo elevado, o maior peso na prótese maxilar, a menor tolerância a erros de construção, a maior dificuldade e dispêndio de tempo no processamento e a impossibilidade (ou dificuldade) de reajustes.

I.6.5.4 – MATERIAIS POLIMÉRICOS

I.6.5.4.1 – CORALITE

Antoine Delabarre (cit.por Hoffmann-Axthelm[15]) utilizou, em 1848, pela primeira vez a gutta-percha (material resinoso) para reajustar próteses de presa de hipopótamo e próteses metálicas mal adaptadas. A instabilidade da guta-percha não favoreceu o seu estabelecimento. A combinação da gutta-percha com enxofre (metade do seu peso), seguida da mistura do produto desta combinação com cinábrio (metade do seu peso), depois de endurecida (da mesma maneira que a vulcanite), originava a coralite. Devido à sua fragilidade foi rapidamente abandonada[55]. A gutta-percha / coralite foi a primeira substância plástica experimentada como base protética, o que lhe confere algum interesse histórico.

I.6.5.4.2 – VULCANITE

A indústria moderna dos plásticos começou, mais tarde, com a utilização do cauchu natural, existente em suspensão no látex de uma grande quantidade de espécies de plantas *Euforbiáceas* que se encontram na América, na Ásia, na Malásia e em África. As duas principais fontes de fornecimento eram as árvores *Siphonia cachuca* e o *Ficus elastica* existentes no Brasil[55].

Em 1824, Hancock (cit. por Pouzada e Bernardo[63]) descobriu que a borracha natural, quando submetida a um processo mecânico de maceração (com a ajuda de nafta, terebentina ou de ambos), se convertia numa massa mole e viscosa pronta para a vulcanização por meio do enxofre.

Charles Goodyear (cit por Martinier[55] e Anderson[64]), em 1851 endureceu a "resina" da árvore da borracha. A vulcanização, que o autor patenteou em 1855, consistia na "cozedura" do cauchu e do enxofre juntos, num autoclave ("vulcanizador").

A borracha pura é um polímero do isopreno ($C_5 H_8$) , cujas macromoléculas consistem em cadeias lineares muito longas, com vários milhares de moléculas de monómero, o que lhe confere a sua elasticidade. Com a adição

de uma certa quantidade de enxofre (32%), ocorre a abertura e saturação de todas as cadeias duplas e o aparecimento de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas adjacentes, o que reduz a viscosidade e melhora a resistência.

Para a obtenção de bases de dentaduras, a vulcanização é feita nas mesmas condições, mas com o material conformado sobre o modelo do maxilar[64].

O anúncio do aparecimento da borracha vulcanizada e a sua posterior utilização como base de dentaduras completas representou um grande avanço na história dos materiais de aplicação protética. A vulcanite era quase a "solução" para o problema da construção de dentaduras: era um material barato, termoplástico (facilmente adaptável ao modelo da boca), tinha uma boa estabilidade dimensional (após a vulcanização, reproduzia com fidelidade os detalhes de superfície e, consequentemente, tinha uma boa adaptação aos tecidos de suporte); além disso, era um material não-biodegradável e suficientemente resistente para suportar as forças mastigatórias, podendo ser usado com bastante conforto. Por outro lado, tinha uma fraca aparência estética – a sua cor própria (castanha escura esverdeada) e a sua opacidade não permitiam a mimetização da translucência e reflectividade da mucosa viva. Os corantes adicionais diminuíam-lhe a resistência e durabilidade. Por se tratar de um material poroso, facilmente adquiria um sabor e um cheiro desagradáveis [50, 52, 65, 66].

A partir de 1881, data em que os direitos de patente sobre a vulcanite acabaram, permitindo a sua utilização generalizada, os dentes de porcelana e a vulcanite, ainda que não fossem os ideais, constituíram os materiais "standard" para o fabrico de dentaduras. Durante muitos anos não houve nenhum material de base disponível que a pudesse substituir[14, 52, 67]. A vulcanite também se podia utilizar em combinação com outros materiais, nomeadamente metálicos. O metal formava a substância de base ao qual se adicionava a vulcanite para formar os colos dos dentes, confeccionar a gengiva artificial, recobrir a face palatina da base ou, nos aparelhos de alumínio, para ajudar a fixar os dentes. As dentaduras ficavam mais sólidas, mais leves e com menor espessura. Por outro lado, eram mais difíceis de reparar[55].

I.6.5.4.3 — CELULÓIDE

Em 1860, os irmãos Hyatt de Nova Yorque (cit. por Martinier[55] e pouzada e Bernardo[63]), na busca de um substituto para o marfim produziram o celulóide que foi utilizado como base de dentadura pela primeira vez em 1868 por Préterre (cit. por Martinier[55]), também de Nova Yorque. A sua manipulação era semelhante à do cauchu. Tinha boas características de flexibilidade e dureza e era esteticamente superior à vulcanite (tinha uma cor rosada semelhante à dos tecidos da boca). A necessidade de usar cânfora como plastificante do nitrato de celulose dava-lhe um odor e sabor desagradáveis. A falta de estabilidade dimensional (distorção com o uso), a facilidade com que se manchava e a necessidade de uma pressão muito forte para dar forma ao material[55] votaram o celulóide ao insucesso. Se teve polpularidade, foi muito breve. Apesar disso, foi um marco na utilização dos plásticos como materiais de base para próteses[14, 67].

I.6.5.4.4 – RESINAS ACRÍLICAS

Depois da I Guerra Mundial, a indústria começou a desenvolver e produzir polímeros sintéticos (plásticos ou resinas). Esta industrialização condicionou a mudança mais importante no fabrico de próteses completas. Apesar da melhor aparência estética, quase todos esses materiais eram de qualidade inferior à vulcanite – tecnicamente sensíveis, difíceis de manipular e de controlar, tinham fracas características de resistência, dureza e estabilidade dimensional[14, 67].

Dos vários produtos sintéticos recomendados desde o fim do século XIX para substituir a borracha vulcanizada, como por exemplo o celulóide e as resinas vinílicas, somente os ésteres de metacrilato foram capazes de se impor. Desenvolvidos em 1920 pelo químico alemão Walter Bauer (cit. por Hoffmann-Axthelm[49]), foram patenteados genericamente em 1928, e especificamente registados como material de técnica dentária em 1930.

A primeira preparação dentária de metacrilato surgiu em Inglaterra no ano de 1935, com o mome de "Kallodent" (na Áustria chamava-se "Gingivist" e na Alemanha "Heliodon"). O acrílico, material de grande efeito estético, apresentava contudo alguns inconvenientes relacionadas com a conservação, a conformação ("packing") e a polimerização (era processado apenas termoplasticamente)[49].

Em 1936, a companhia alemã Kulzer lançou o seu "Paladon", que podia ser facilmente polimerizado nos laboratórios pela mistura de um líquido (monómero) e um pó (polímero). Este produto rapidamente dominou o mercado europeu[49]. A possibilidade de misturar um componente líquido com um componente em pó até se obter uma consistência pastosa adaptável ao modelo ("dough technique"), tornou possível a utilização dos acrílicos em Medicina Dentária[50].

Nos Estados Unidos da América, Harold Vernon e Lester Vernon (cit por Winkler[68]) desenvolveram o metilmetacrilato comercializado com o nome de "Vernonite". Em 1936, na Escola de Dentisteria de Pittsburgh, ocorreu a sua primeira aplicação clínica sob a supervisão de Walter Wright. Dois anos mais tarde, no "meeting" da ADA em St. Louis, foi formalmente apresentada aos profissionais americanos[68].

Depois de muita investigação, o metilmetacrilato tornou-se um material económico, fácil de conservar e de manipular. A sua cor rosa pálida foi melhorada, no sentido de maior semelhança à da mucosa, pela adição de fibras de *nylon*. Com a adopção de novos métodos de inclusão, o resultado final era o de uma dentadura resistente e ao mesmo tempo fina, leve e esteticamente agradável. Em toda a história da prostodontia, os desdentados nunca tinham tido uma aparência estética tão boa[65].

Desde então os metacrilatos sofreram um desenvolvimento enorme, particularmente depois da introdução das resinas de polimerização a frio[49].

Para termos uma ideia mais precisa desta evolução vejamos os dados estatísticos apresentados por alguns autores. Em 1938, Kimball (cit por Murray e Darvell[14]) refere a quota de mercado dos materiais comuns: vulcanite 71%; resinas de fenol-formaldeído 20%; produtos celulósicos 8%; resina vinílica 1%. Segundo o autor, nenhum

deles podia ser descrito como o melhor[1] Oito anos depois, em 1946, segundo Peyton (cit. por Winkler[68]), estimava-se que mais de 95 % de todas as dentaduras fossem construídas com polímeros ou copolímeros de poli(metilmetacrilato). Em 1953, a *Fouchard Academy Poll* (cit. por Gonzalez69) fez uma análise prospectiva do tema, concluindo que apenas 2% dos profissionais de Medicina Dentária ainda preferiam o cauchu, ou outro material, às resinas acrílicas.

I.6.5.4.5 – POLIESTIRENO

Entretanto, na Alemanha (1930) e nos Estados Unidos da América (1937) foi produzido o poliestireno (ou polivinilbenzeno), um polímero do monómero estireno (vinilbenzeno).

O produto comercial, "Jectron", é fornecido em barra pré-polimerizada que, depois de amolecida à temperatura de 210° C é injectada no molde[70]. Trata-se de um material com tempos muito rigorosos no seu processamento e de desmuflagem difícil[71]. O poliestireno é uma resina clara, termoplástica e com boas qualidades estéticas.

Num artigo publicado em 1966, Brauer[72] comparou as suas propriedades com as do poli(metilmetacrilato). O autor não registou diferenças siginificativas na maior parte das características físicas e mecânicas e afirmou que quando usados em bases de dentaduras, dão ambos resultados clinicamente satisfatórios.

Outros autores apontam-lhe defeitos: facilmente solúvel em solventes orgânicos[73], baixa estabilidade térmica, baixa resistência ao impacto, pouca estabilidade (degrada-se e amarelece com o uso[74]).

Anthony e Peyton[75], em 1962, num estudo comparativo da adaptação de vários materiais, entre os quais o poliestereno, verificaram que este apresentava os piores resultados devido às elevadas temperaturas necessárias ao seu processamento.

As suas características negativas fazem do poliestireno um material muito pouco utilizado em bases de dentaduras.

I.6.5.4.6 — RESINAS EPÓXICAS

A investigação das resinas epóxicas de aplicação dentária começou em 1935.

O monómero desta resina é caracterizado pelo grupo reactivo epóxi (fig. 3).

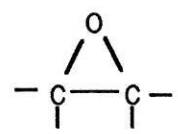


Fig. 3 - Grupo reactivo epóxi.

Este anel, pouco estável, está sempre pronto para se combinar com outros compostos que tenham um hidrogénio livre, nomeadamente aminas, iniciando assim o processo de polimerização[73].

Trata-se de um material termo-estável, que se molda enquanto está no estado líquido. Aparentemente simples,

a técnica de construção de bases de dentaduras consiste em verter a mistura (líquido pastoso da resina) sobre o modelo na mufla, fechá-la e mantê-la sob pressão[71].

Polimeriza em calor seco a baixa temperatura (43-52° C)[70, 72, 73].

As propriedades mais favoráveis destas resinas são a alta resistência à abrasão, a resistência à compressão, rigidez, a boa adesividade (possuem características únicas de adesão a vários metais), a baixa contracção de polimerização e a boa adaptação[72, 74, 75]. Apresentam bastantes inconvenientes: porosidade, estabilidade de cor pouco satisfatória, elevada absorção de água – expande excessivamente na boca permitindo a esfoliação dos dentes de porcelana passados alguns anos – solubilidade, fraca estabilidade dimensional, reacções tóxicas quando usados com aceleradores de endurecimento (por exemplo, poliamida).

Actualmente as resinas epóxicas não têm aplicação como material para base de dentaduras.

I.6.5.4.7 – NYLON

Em 1934, W. H. Carothers (cit por Pouzada e Bernardo[63]) descobriu o *nylon,* um polímero cristalino, com moléculas de cadeia comprida ordenadas em paralelo, resultante da condensação de uma diamina com um diácido[50, 76]. Esta estrutura confere ao *nylon* as propriedades de insolubilidade, alta resistência ao calor, flexibilidade, elevadas solidez e resistência à fractura. Estas características, aliadas à sua leveza, entusiasmaram alguns autores como Mathew e Smith[77] a usar este material como base de dentaduras completas, particularmente em casos de elevado risco de fractura. Contudo, não chegou a constituir uma alternativa ao poli(metilmetacrilato). Os seus múltiplos inconvenientes impediram a generalização do seu uso[50, 66, 70, 78] (tendência a descorar ou manchar, facilidade com que a superfície fica áspera ou rugosa com o uso, absorção de água e outros fluidos, facilitação da colonização bacteriana, distorção da forma, instabilidade dimensional, dificuldade de processamento, acabamento e polimento).

Em 1971 Hargreaves (cit por Causton[50] e MacGregor e Graham[78]) investigou o *nylon* 12, uma variedade com 30 % de fibras de vidro, mais rígido e com menor índice de absorção de água[50, 78]. Pode ser muito útil em pacientes cujas próteses fracturem repetidamente e que apresentem reacções tecidulares por alergias ao poli(metilmetacrilato)[79].

Mais tarde surgiu o Grilamid, nome comercial do *nylon* 12, contendo 50% de esferas de vidro. É conformado por processo de injecção sob pressão, numa mufla modificada contendo o modelo de gesso pré-aquecido a 80° C[78].

Num estudo em que o comparou com o poli(metilmetacrilato), MacGregor e Graham[78] verificaram que o *nylon* 12 era bastante mais flexível, tinha a superfície mais mole e maior resistência ao impacto e à fractura; a contracção de polimerização e a expansão após a imersão em água eram semelhantes à do poli(metilmetacrilato).

Stafford e col,[79] após um estudo comparativo que envolveu cinco materiais (duas variedades de *nylon* e três de polimetilmetacrilato), tece as seguintes considerações:

"... a resistência do nylon 12 é consideravelmente maior que a dos restantes materiais, a sua flexibilidade, que pode ser uma desvantagem, diminui com a adição de esferas de vidro.

Apesar destas provas o nylon praticamente, não é utilizado como material de base de dentaduras. São necessárias investigações clínicas com estes materiais para confirmar os resultados destes estudos laboratoriais".

I.6.5.4.8 – POLICARBONATO

Em 1966 surge o policarbonato, polímero conhecido como sendo o mais duro e resistente de todos os plásticos. No mesmo ano, Stafford e Smith[80] desenvolveram uma forma deste plástico para utilização em bases de dentaduras completas.

O policarbonato é um poliester linear do ácido carbónico[80]. Tem uma temperatura de amolecimento de 150° C. A necessidade de temperaturas ligeiramente superiores para a sua conformação torna impraticável a sua ligação aos dentes de acrílico (só pode ser utilizado com dentes de porcelana) e leva ao aparecimento de grandes tensões internas[72, 80, 81]. O policarbonato requer, para o seu processamento, um equipamento complicado (método de injecção), sendo difícil de moldar[80].

Tem grande resistência à abrasão e ao impacto, apresenta um baixo índice de absorção de água e uma boa estabilidade dimensional e de cor[80]. Contudo, a sua utilização como base protética é desaconselhada em função das desvantagens: maior distorção e flexibilidade, menor dureza, deficiente união aos dentes de acrílico, moldagem com temperaturas elevadas e dificuldade de polimento[70].

A procura duma "dentadura inquebrável" justifica o interesse na investigação de polímeros mais resistentes. Um polímero altamente resistente poderá um dia substituir o metal das próteses esqueléticas. Os policarbonatos e os nylons são os únicos que se aproximam dessa possibilidade[79].

I.6.5.4.9 – RESINAS VINÍLICAS

Tal como a maior parte, as resinas vinílicas são derivadas do etileno ($CH_2 = CH_2$), que é a molécula mais simples capaz de polimerizar por adição. Os dois derivados do etileno com maior interesse são o cloreto de vinilo e o acetato de vinilo. Da polimerização do primeiro resulta o policloreto de vinilo (PVC) e do segundo o poliacetato de vinilo.

O PVC é um dos plásticos de maior utilização. Trata-se de uma resina transparente, dura, sem sabor e sem cheiro, muito resistente aos agentes mecânicos e químicos e que pode pigmentar-se com facilidade. Por todas estas propriedades, tem uma grande multiplicidade de usos[73, 74].

O poliacetato de vinil é uma resina estável à luz e ao calor mas tem um ponto de amolecimento anormalmente baixo, de 35 a 40° C. Mesmo que o polímero seja rígido e resistente à temperatura ambiente, torna-se pegajoso a temperaturas ligeiramente superiores[73, 74].

O copolímero cloreto de vinilo/acetato de vinilo nas percentagens de 80 e 20 respectivamente, tem excelentes

propriedades, mas também o inconveniente de não se conseguir controlar a distribuição do peso molecular. O peso molecular médio deste copolímero é tão alto que a temperatura de moldagem não é suficiente para amolecer o material de uma maneira uniforme. Daqui resultam tensões internas permanentes que reduzem a tolerância da resina e após pouco tempo de uso conduzem à fractura das próteses ao longo da linha média[73].

As resinas deste grupo mais utilizadas em Medicina Dentária são os polivinilacrílicos, uma mistura de copolímero cloreto de vinilo / acetato de vinilo com o monómero metilmetacrilato. Habitualmente são fornecidos em forma de gel (também podem ser fornecidas na forma pó + líquido). Para o seu processamento necessitam de um equipamento especial de injecção[66, 74, 82].

As bases de dentaduras em polivinilacrílico têm demonstrado ser clinicamente satisfatórias[66]. Comparativamente ao poli(metilmetacrilato), apresenta uma dureza inferior (na escala de Knoop) e um módulo de elasticidade mais baixo. Em contrapartida têm uma temperatura de amolecimento de 150° C (não são facilmente deformáveis pela temperatura dos alimentos), menor índice de absorção de água, maior resistência ao impacto e à fractura (a grande tenacidade permite alguma deformação antes da fractura)[72]. Além disso, as resinas vinilacrílicas têm boa adaptação e são bem toleradas pelos tecidos[59].

Actualmente, o Homem tem uma expectativa de vida de mais algumas décadas que no passado. A prótese dentária está bem preparada para esse desafio. Como resultado de séculos de desenvolvimento, é possível proporcionar aos indivíduos desdentados (maioritariamente pessoas idosas) uma reabilitação estética e funcional que ajuda a diminuir o "peso" da idade[49].

A história da arte de fazer dentaduras revela um constante esforço dos investigadores e profissionais no sentido de encontrar uma base de dentadura satisfatória. A adaptação é um dos principais critérios de exigência[65].

I.7 – POLÍMEROS – NOÇÕES BÁSICAS

A ciência e a indústria dos polímeros teve origem em 1824 quando, em Inglaterra, Hancock descobriu que a borracha natural submetida a um processo mecânico de "mastigação" se convertia numa massa mole e viscosa pronta para a vulcanização por meio do enxofre[63].

Inicialmente, como seria de esperar, a maioria destes materiais derivava de polímeros naturais. Efectivamente, foi a partir da celulose, polímero natural de glicose, que se produziu o celulóide. De entre outras aplicações o celulóide, foi usado no fabrico de dentaduras artificiais[63].

Até aos anos vinte, não foi possível um verdadeiro desenvolvimento neste domínio, dada a ausência de conhecimentos fundamentais sobre a estrutura dos materiais poliméricos. Apesar de se saber que os produtos naturais tinham pesos moleculares elevados, a ideia de macromolécula era ainda mal aceite pelos cientistas. Até 1930, o ponto de vista mais corrente era o de que estas moléculas aparentemente "grandes" seriam agregados coloidais de moléculas pequenas, mantidas como micelas por forças de atracção electrostática. Foi graças ao trabalho pioneiro de Hermann Staudinger (cit por Pouzada e Bernardo[63]) que começou a ser aceite o conceito de que estas moléculas eram sequências longas de unidades estruturais mais pequenas, unidas entre si por ligações covalentes, formando cadeias compridas ou macromoléculas.

A palavra polímero vem do grego e significa "muitas" (poli) "partes" (meros). Literalmente falando, esta designação pode ser aplicada a qualquer molécula grande constituida por um elevado número de unidades mais pequenas – os "meros". Esta designação refere-se habitualmente a materiais nos quais os "meros" se mantêm unidos por ligações covalentes[76].

Existem várias definições para polímero[6, 73, 81, 83 - 85] e a todas as definições é comum a noção de *macromolécula*, que podemos definir como qualquer substância, natural, semi-sintética ou sintética de peso molecular superior a 5000.

Os polímeros, em sentido genérico, não são uma invenção do século XX. De facto, são anteriores ao aparecimento do Homem, e de uma forma ou de outra são os constituintes básicos de toda a matéria viva[86]. Muitas substâncias inorgânicas podem também considerar-se polímeros[86 - 88], uma vez que a sua composição encaixa perfeitamente na definição de macromolécula.

I.7.1 – TIPOS DE POLÍMEROS

Inorgânicos – são exemplos o diamante, a grafite, a argila, o quartzo, numerosos silicatos, o vidro, o cimento e a porcelana, sendo estes três últimos produtos industriais.

Orgânicos naturais – produtos do reino animal e vegetal com elevado peso molecular, como por exemplo as

proteínas, ácidos nucleicos, polissacarídeos, o agar, a celulose, o cauchu, as resinas naturais e a seda.

Orgânicos semi-sintéticos – obtidos pela transformação química de polímeros naturais sem destruir a sua natureza macromolecular, como por exemplo a seda artificial e o celulóide a partir do nitrato de celulose, a gelatina a partir da caseína, a borracha a partir do cauchu.

Orgânicos sintéticos – obtidos por via puramente sintética a partir de substâncias de baixo peso molecular como por exemplo o poliestireno do estireno, polietileno do etileno, PVC (PoliVinilCloreto) do cloreto de vinil, poli(metilmetacrilato) do metilmetacrilato, poliamida (ou *nylon*) das diaminas e ácidos alifáticos.

Os polímeros sintéticos e semi-sintéticos são conhecidos como plásticos, ainda que nem todos tenham a característica da plasticidade. Também se designam por resinas pela semelhança em estrutura e propriedades às resinas naturais.

I.7.2 – POLIMERIZAÇÃO

Os polímeros sintetizam-se por um processo químico – polimerização – no qual uma grande quantidade de moléculas de baixo peso molecular (monómeros), de uma ou mais espécies, se unem através de ligações covalentes para formarem moléculas de elevado peso molecular (polímeros)[6, 73, 85].

Um exemplo de polímero sintético muito simples é o polietileno (ou polieteno) em que a molécula básica ou monómero é o etileno (ou eteno): $CH_2 = CH_2$.

Se um dos hidrogénios do etileno for substituído por um radical metil ($-CH_3$), obtemos uma molécula de propeno (C_3H_6), monómero de cuja polimerização resultará o polipropeno. O polipropeno é mais complexo que o polietileno, na medida em que o arranjo estereoquímico dos radicais metil ($-CH_3$) pode variar de modo a ficarem todos do mesmo lado (polímero isotáctico), alternadamente de um lado e de outro (polímero sindiotáctico) ou distribuídos de um lado e de outro ao acaso (polímero atáctico)[86]. A importância do conhecimento e controlo estereoquímico advém do facto de variações de carácter fisico-químico dos diferentes polímeros estarem forçosamente associadas aos diferentes arranjos.

O radical (R) que substitui o hidrogénio do etileno pode ser outro: se for –Cl , temos cloreto de vinilo; se for:

$-O-\overset{\overset{O}{\|}}{C}-CH_3$, temos acetato de vinilo; se for: $-\overset{\overset{O}{\|}}{C}-OH$, temos ácido acrílico.

Colocando um grupo metílico ($-CH_3$) na posição α do ácido acrílico obtém-se ácido α-metilacrílico (ou ácido metacrílico). A maior parte das resinas utilizadas em Medicina Dentária, conhecidas como metacrilatos, são ésteres deste ácido (Fig. 4).

Sob condições favoráveis, as ligações duplas que unem os carbonos abrem-se (Fig. 5), e estes monómeros juntam-se para formarem polímeros. A polimerização do metilmetacrilato[89](éster metílico do ácido metacrílico) pode ilustrar este processo (Fig. 6).

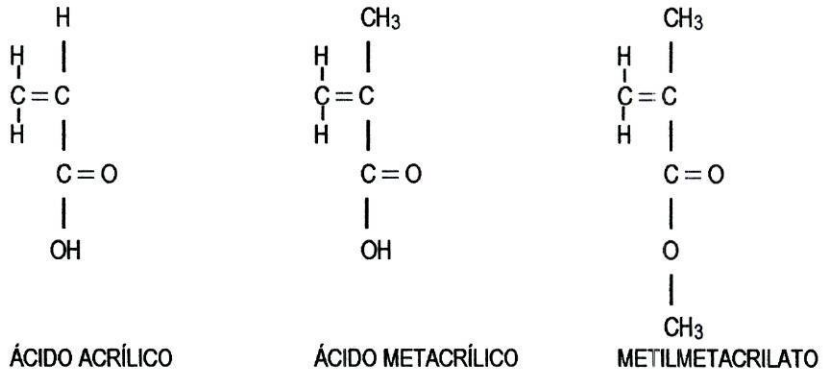


Fig 4 - Fórmulas químicas do ácido acrílico, ácido metacrílico e do metilmetacrilato

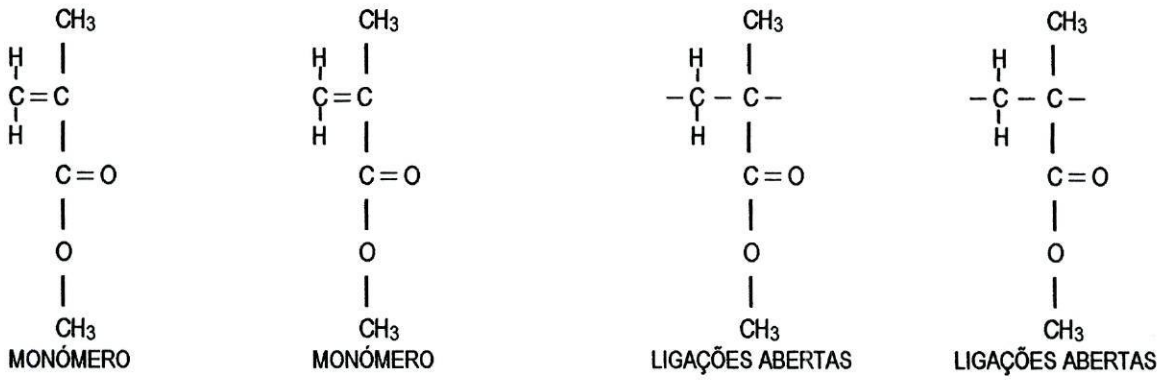


Fig. 5 - Fórmulas químicas do monómero (metilmetacrilato) e do monómero com as ligações duplas abertas

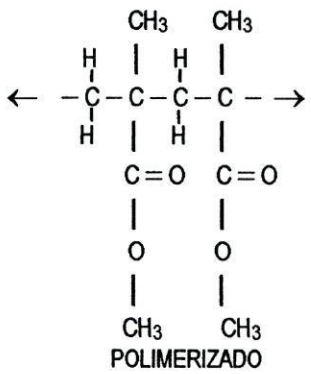


Fig. 6 - Duas moléculas de metilmetacrilato ligadas a iniciar a polimerização

Os polímeros mais comuns são derivados de compostos orgânicos. Podem também ser constituídos com base em compostos inorgânicos, como por exemplo a sílica ($Si\ O_2$). O silício é tetravalente como o carbono, e com o oxigénio pode proporcionar o suporte principal (esqueleto) para o polímero. Um exemplo deste tipo é o poli(dimetilsiloxano) (Fig. 7), que entra como pré-polímero na composição da borracha de silicone[86].

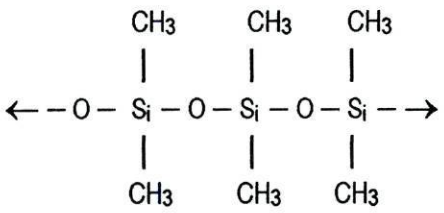


Fig. 7 - Poli(dimetilsiloxano).

I.7.2.1 – TIPOS DE POLIMERIZAÇÃO

O processo de polimerização pode ter lugar por vários mecanismos diferentes, mas a maior parte das reacções de polimerização obedecem a dois tipos básicos: condensação e adição.

I.7.2.1.1 – POLIMERIZAÇÃO POR CONDENSAÇÃO

A polimerização por condensação envolve a reacção de duas moléculas (geralmente diferentes) para formarem uma terceira molécula maior, com a produção de um "subproduto" que normalmente é uma molécula pequena tal como a água, ácido halogenado ou amónia. Por isso, a massa molecular do polímero é menor do que a soma das massas dos respectivos monómeros, uma vez que a reacção também conduz à formação de pequenas moléculas[90].

Uma reacção de condensação simples é a de esterificação (entre um ácido orgânico e um álcool, como por exemplo a reacção entre o ácido acético e o álcool etílico para formar acetato de etilo mais água:

$CH_3CO_2H + C_2H_5OH \rightarrow CH_3CO_2C_2H_5 + H_2O$.

O éster formado na reacção precedente não é um polímero porque "terminou" com a união de duas moléculas simples. Para haver polimerização, a estrutura dos monómeros deve ser tal que a reacção se possa repetir por si, levando à formação de macromoléculas.

Compreende-se melhor como se processa a polimerização se analisarmos o número de grupos funcionais existentes em cada molécula potencialmente reactiva. No exemplo anterior ambas as moléculas eram monofuncionais e a reacção entre dois "meros" monofuncionais não pode continuar. Mas se cada "mero" for bifuncional, o que equivale a ter dois grupos reactivos, o resultado da reacção entre essas duas moléculas é uma molécula maior, mas ainda com dois grupos reactivos que possibilitam a continuidade da reacção[76] de polimerização. É o que acontece quando um di-álcool reage com um di-ácido: a molécula resultante tem ainda um radical álcool e um radical ácido prontos a continuar a reacção de polimerização, resultando um poliéster.

Vejamos, esquematicamente, como se pode processar esta reacção de polimerização por condensação para os dois monómeros $R\text{-}M_1\text{-}R$ e $R'\text{-}M_2\text{-}R'$:

$R\text{-}M_1\text{-}R + R'\text{-}M_2\text{-}R' \rightarrow R\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}R' +$ subproduto

$R\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}R' + R\text{-}M_1\text{-}R \rightarrow R\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}M_1\text{-}R +$ subproduto

$R\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}M_1\text{-}R + R'\text{-}M_2\text{-}R' \rightarrow R\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}M_1\text{-}M_2\text{-}R' +$ subproduto.

Esta série de reacções de condensação pode ser um exemplo da reacção de esterificação em que R é o grupo ácido carboxílico e R' é o grupo álcool. O subproduto resultante de cada reacção de condensação é a água. A cadeia polimérica cresce, mas fica em cada etapa com dois grupos reactivos. A macromolécula resultante é um copolímero regular dos monómeros M_1 e M_2, que estão dispostos numa cadeia sequencial.

Outro grupo funcional capaz de uma reacção de condensação é o grupo amina (- NH_2). Um hidrogénio deste grupo, ao reagir com o hidroxilo do ácido carboxílico, forma uma amida. Se a amina e o ácido forem respectivamente uma di-amina e um di-ácido, após a sua esterificação ficam ainda dois grupos funcionais disponíveis para a continuação da polimerização[76], da qual resultará uma poliamida (*nylon*) e também água como subproduto.

Outro exemplo de polimerização por condensação acontece com os elastómeros, genericamente designados por mercaptanos ou polissulfuretos. O polissulfureto é um pré-polímero que contém radicais mercaptano ou tiol (–SH) em posições terminal e lateral (Fig. 8).

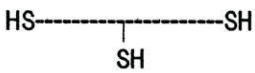


Fig. 8 - Polissulfureto - fórmula estrutural simplificada.

Estes radicais -SH são primeiro oxidados por um iniciador, o dióxido de chumbo (PbO_2). Reagem, em seguida entre si para formarem ligações – S –S – que promovem o crescimento das cadeias e ligações cruzadas entre essas cadeias através dos radicais terminais e laterais, respectivamente. Esta possibilidade de ligações cruzadas ou ramificações deve-se à presença de três grupos funcionais –SH, um dos quais em posição lateral.

Da reacção (Fig. 9) resulta também a formação de água.

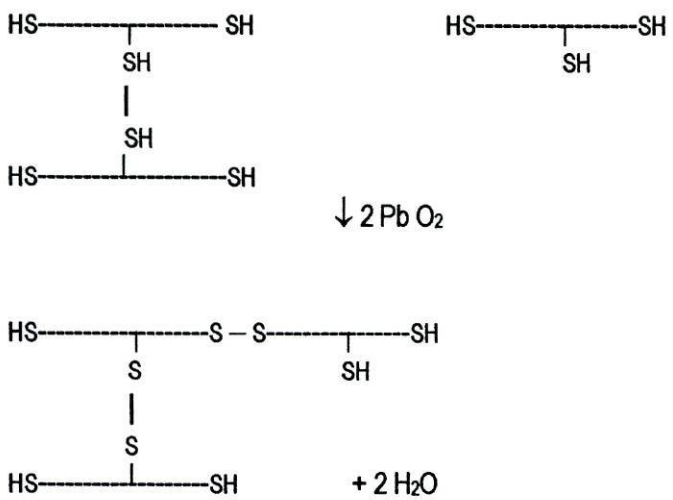


Fig. 9 - Reacção de polimerização do polissulfureto.

Esta reacção de condensação faz aumentar rapidamente o peso molecular do polímero que se converte, de pasta numa borracha[91, 92].

A formação de polímeros por condensação é mais lenta porque a polimerização progride em escada de monómero para dimero, trimero ... até que se forme a macromolécula. À medida que as cadeias crescem, tornam-se menos móveis e menos numerosas, e por isso a polimerização tende a terminar antes que as moléculas atinjam um tamanho gigante.

Exemplos de polímeros obtidos por condensação são o *nylon*, o polidimetilsiloxano (pré-polímero do silicone) e o polissulfureto.

I.7.2.1.2 – POLIMERIZAÇÃO POR ADIÇÃO

A polimerização por adição ocorre quando uma reacção em cadeia entre duas moléculas (quer sejam iguais para formar um homopolímero, ou diferentes para formar um heteropolímero) produz uma molécula grande sem eliminação de pequenas moléculas residuais [73, 86]. O monómero e o polímero têm as mesmas fórmulas empíricas porque a unidade de repetição do polímero tem a mesma fórmula química que o monómero[73].

Outra característica da polimerização por adição é que envolve a abertura de uma ligação dupla ou a presença de radicais livres[73, 86], que são espécies químicas muito reactivas por terem um electrão desemparelhado. Os radicais abrem as ligações duplas, a partir das quais se formam ligações para outros monómeros. A ligação dupla é bifuncional[76, 93].

A maioria dos monómeros que pode ser polimerizada por um mecanismo de adição são moléculas de compostos da família dos alcenos, ou seja, que contêm uma ligação dupla carbono = carbono. Uma subfamília importante é a dos monómeros vinílicos, de tal modo que a polimerização por adição é por vezes referida como uma vinil-polimerização[76].

O processo de polimerização por adição segue um mecanismo reactivo típico que consiste em quatro etapas fundamentais: activação, iniciação, propagação e terminação.

1. Activação: é o processo de produzir radicais livres. Ocorre, por exemplo, com a decomposição de um peróxido. O peróxido é um exemplo de moléculas que contêm uma ligação relativamente fraca, que facilmente se decompõe para formar dois radicais livres, cada um com o seu electrão desemparelhado. Nos polímeros dentários, o que se utiliza normalmente é o peróxido de benzoílo. Sob condições apropriadas, uma molécula de peróxido de benzoílo pode libertar dois radicais livres de acordo com a seguinte reacção:

$2C_6H_5COO - OOCH_5C_6 \rightarrow 2\,(C_6H_5COO^{\bullet}) \rightarrow 2\,(C_6H_5{}^{\bullet}) + 2\,CO_2$ ou

$(R - COO)_2 \rightarrow 2\,(R - COO^{\bullet}) \rightarrow 2\,R^{\bullet} + 2\,CO_2$.

Em geral, estes radicais livres, conhecidos como iniciadores, por serem capazes de iniciar a polimerização[73, 86, 88], são designados pela abreviatura $R^{\bullet}$.

2. Iniciação: a reacção de polimerização inicia-se quando o radical livre reage com a molécula do monómero. Em termos simples, pode representar-se de acordo com a equação: $R^{\bullet} + M \rightarrow R - M^{\bullet}$, em que M representa o monómero[73, 88]. Como se pode ver, trata-se de uma reacção de adição da qual resulta um novo radical livre capaz de nova reacção.

3. Propagação: o novo radical livre, que foi transferido para o monómero na etapa anterior, está pronto a reagir com outras moléculas de monómero. Cada etapa da reacção produz um novo grupo reactivo capaz de nova reacção, e assim sucessivamente, de acordo com as equações:

$R - M^{\bullet} + M \rightarrow R - M - M^{\bullet}$

$R - M - M^{\bullet} + M \rightarrow R - M - M - M^{\bullet}$

$R - M - M - M^{\bullet} + M \rightarrow R - M - M - M - M^{\bullet}$

A equação geral para a reacção de propagação pode ser escrita deste modo:

$R - M^{\bullet} + {}_{n}M \rightarrow R - (M)_n - M^{\bullet}$

onde o valor de *n* define o número de moléculas de monómero, e consequentemente o comprimento da cadeia e o seu peso molecular[73, 88].

4. Terminação: teoricamente, a reacção de propagação pode continuar até que não haja mais nenhum monómero livre. Contudo, na prática, outras reacções, que competem com a reacção de propagação, podem provocar a terminação da cadeia polimérica. Um exemplo de terminação resulta da reacção entre uma cadeia em crescimento e um radical livre: os electrões livres de ambos emparelham-se formando uma molécula estável.

$$R - (M)_n{}^{\bullet} + R^{\bullet} \rightarrow R - (M)_n - R.$$

Outro exemplo resulta da reacção entre duas cadeias em crescimento por troca de um átomo de hidrogénio de uma para outra; ambas as moléculas ficam desactivadas por troca de electrões.

$$R - (M)^{\bullet}_n + R - (M)^{\bullet}_m \rightarrow R - (M)_{n+m} \quad \text{ou}$$

$$R - (M)^{\bullet}_n + R - (M)^{\bullet}_m \rightarrow R - (M)_n + R - (M)_m.$$

Outro exemplo, ainda, envolve a reacção de cadeias em crescimento, com impurezas[73, 86, 88].

Tal como já referimos, a maioria dos monómeros, que pode ser polimerizado por um mecanismo de adição de radicais livres, são alcenos que podem ser representados pela fórmula geral (Fig. 10):

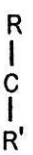


Fig. 10 - Fórmula química dos alcenos.

A partir da substituição de R e R' por outros radicais, obtêm-se os monómeros mais frequentemente usados em

Medicina Dentária (Tabela I).

Tabela I - Relação dos radicais R e R' de que resultam os monómeros e polímeros correspondentes mais utilizados em Medicina Dentária

-R	-R'	MONÓMERO	POLÍMERO
-H	-H	etileno	polietileno
-H	-Cl	cloreto de vinilo	policloreto de vinilo (PVC)
-H	$-C_6H_5$	estireno	poliestireno
-H	$-CH=CH_2$	butadieno	polibutadieno
-H	$-CO_2CH_3$	metilacrilato	polimetilacrilato
$-CH_3$	$-CO_2CH_3$	metilmetacrilato	polimetilmetacrilato

Adaptado de McCabe JF. *Applied Dental Materials*.7th ed. Oxford:Blackwell Scientific Publications 1990: 7

I.7.2.1.3 – OUTROS TIPOS DE POLIMERIZAÇÃO

POR ABERTURA DE ANEL – Assemelha-se à polimerização por adição, dado que as macromoléculas têm a mesma composição centesimal que os monómeros de partida. No que se refere à cinética, assemelha-se mais à condensação, porque os monómeros são bi ou multifuncionais, mas em cada etapa de reacção tem lugar uma migração de átomos de hidrogénio dos grupos funcionais de um monómero para os grupos funcionais do outro monómero. Deste modo, ficam valências livres que depois promovem a ligação entre as moléculas monoméricas. Outra característica desta reacção de polimerização consiste no facto de se processar à temperatura ambiente, sem ser necessária a presença de um catalisador[94].

IÓNICA – Embora a polimerização por adição, mais comum, se produza por intermédio de radicais, é possível, pelo uso de diferentes iniciadores ou catalizadores, realizar a polimerização através de iões intermédios, tanto iões positivos (catiões) quando o catalisador é um ácido, como iões negativos (aniões) quando o catalisador é uma base[90, 94].

I.7.3 – RAMIFICAÇÕES

A reacção de polimerização por adição leva geralmente à produção de polímeros lineares. Não significa que os polímeros formem linha rectas, mas apenas que não há ramificações da cadeia polimérica principal e que não há ligações cruzadas entre cadeias.

Contudo, a ramificação pode acontecer se uma cadeia em crescimento sofrer um processo de transferência para uma cadeia polimérica já terminada. Essa cadeia acaba o seu crescimento, deixando no sítio de ligação à cadeia já terminada um radical reactivo em posição lateral, a partir do qual pode crescer uma nova cadeia[81]. Os

radicais em crescimento reagem não só por adição com a ligação dupla da molécula do monómero, como também "arrancam" hidrogénio a cadeias já formadas. A subtracção do hidrogénio gera um centro com características de radical a partir do qual se pode desenvolver uma ramificação (Fig. 11).

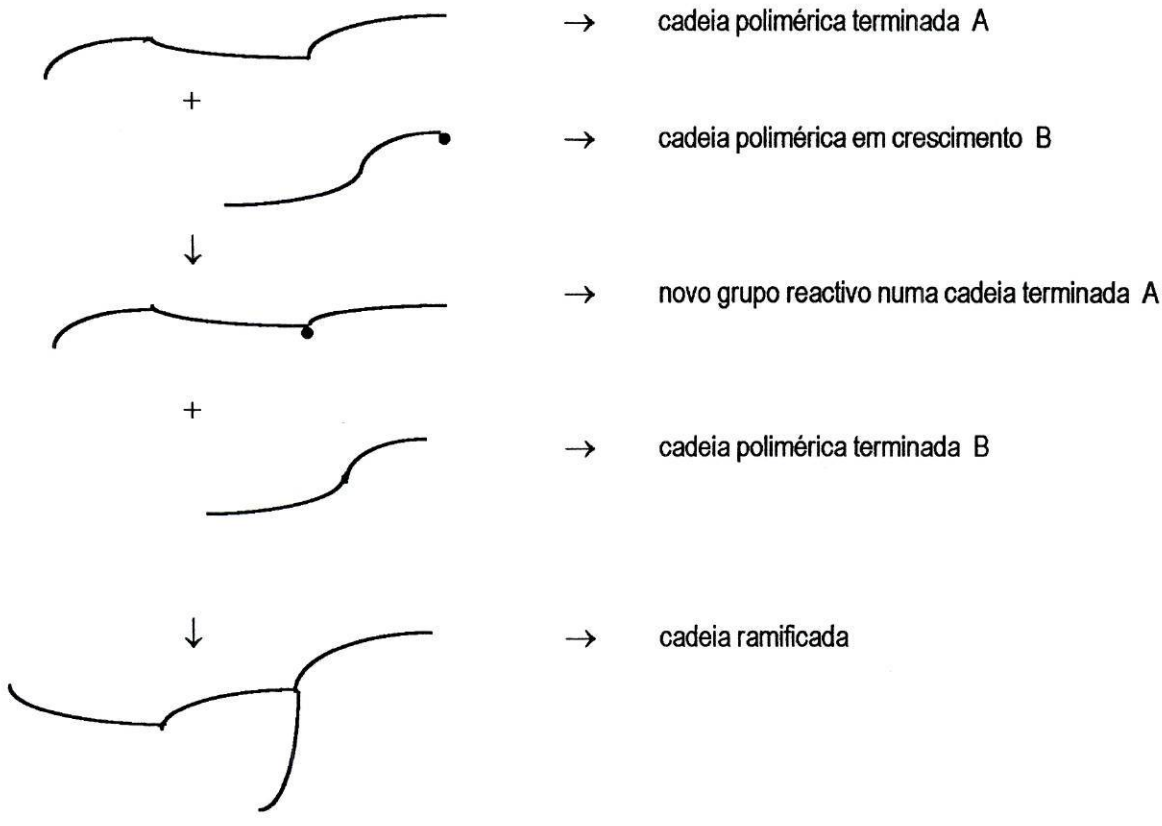


Fig. 11 - Diagrama do processo da ramificação.

I.7.4 – LIGAÇÕES CRUZADAS – "CROSS-LINKING"

As ligações cruzadas resultam da adição ao monómero de agentes de ligação – "cross-linking agents". No caso da polimerização por adição, estes agentes são invariavelmente alcenos di-insaturados (Fig.12). Cada uma das duas ligações duplas presentes é capaz de se ligar a uma cadeia polimérica independente promovendo a ligação (ponte) entre duas cadeias (Fig. 13). Se a ligação se fizer entre dois pontos separados da mesma cadeia, assistimos à formação de uma ansa – "loop". As ligações cruzadas proporcionam um número suficiente de pontes entre as macromoléculas lineares de maneira a formar-se uma rede tridimensional. Os agentes de ligação mais comuns são dimetacrilatos (o etilenoglicoldimetacrilato e o 1,4 - butenoglicoldimetacrilato).

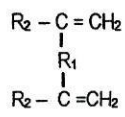


Fig. 12 - Agente de ligação - alceno di-insaturado.

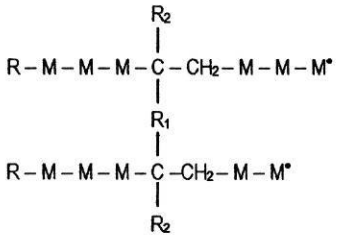


Fig 13 - Ligação cruzada entre duas cadeias poliméricas feita pela incorporação de um agente de ligação.

As ramificações das cadeias e as ligações cruzadas têm influência nas propriedades dos polímeros[50, 73, 88].

I.7.5 - INIBIÇÃO DA POLIMERIZAÇÃO

É pouco provável que a polimerização resulte numa exaustão completa do monómero. Qualquer impureza pode reagir com radicais livres, inibindo ou atrasando a reacção de polimerização. Por exemplo, a adição de uma pequena quantidade de hidroquinona ao monómero pode inibir a polimerização, se não estiver presente o iniciador, mas até na presença deste atrasa a polimerização. É uma prática comercial comum adicionar uma pequeníssima quantidade (0.006%) de hidroquinona (Fig. 14) ao monómero para prevenir a sua polimerização durante a armazenagem.



Fig. 14 - Hidroquinona.

O oxigénio, que pode reagir com os radicais livres, também atrasa a polimerização[73]. A polimerização ao ar é muito mais lenta e incompleta do que a polimerização num recipiente fechado.

I.7.6 – COPOLIMERIZAÇÃO

A polimerização pode acontecer com mais de um tipo de unidade estrutural. Muitas vezes é vantajoso do ponto de vista das propriedades físicas polimerizar dois ou mais monómeros quimicamente diferentes, na mesma macromolécula, obtendo-se um copolímero. O número e posição relativa dos diferentes tipos de monómeros na cadeia polimérica pode variar. O mais provável é que a sua distribuição seja feita ao acaso.

A composição do copolímero dependerá da reactividade relativa das diferentes moléculas. Se uma molécula A tem uma reactividade muito elevada comparativamente a uma molécula B, pode não haver copolimerização, e a resina resultante ser uma mistura de dois homopolímeros. Pode haver maior tendência para a polimerização conjunta de A e B. Neste caso, todos os monómeros farão parte do copolímero sem haver polimerização independente.

Na maior parte dos casos, a resina final consiste numa mistura de polímeros e copolímeros com vários graus de polimerização e copolimerização[73].

Os copolímeros podem ser de diferentes tipos[73]: desordenados, em bloco e enxertados. No primeiro caso, os monómeros estão distribuidos ao acaso; no segundo, na cadeia principal ocorrem sequências relativamente longas do mesmo tipo de monómero; no terceiro há sequências do mesmo monómero ligadas, como ramificações, à cadeia principal.

A copolimerização modifica algumas das propriedades da resina final. Por exemplo, pequenas quantidades de etilacrilato podem ser copolimerizadas com o metilmetacrilato para alterar a flexibilidade da dentadura[73].

Um copolímero é diferente de uma mistura de polímeros. No copolímero, as ligações entre os diferentes tipos de moléculas são químicas enquanto que na mistura a união entre as macromoléculas é física[67].

I.7.7 – ESTRUTURA E PROPRIEDADES

Os factores que controlam a estrutura e consequentemente as propriedades incluem: 1 – temperatura de transição vítrea; 2 – a estrutura molecular dos monómeros constituintes dos polímeros; 3 – o peso molecular e comprimento das cadeias; 4 – o grau de ramificação e de ligações cruzadas; 5 – a presença de plastificantes e/ou "fillers"[88].

I.7.7.1 – TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA ("GLASS TRANSITION TEMPERATURE")

A temperatura de transição vítrea - Tg[88] é a temperatura à qual ocorrem tais movimentações moleculares que cadeias completas do polímero são capazes de se deslocar. É próxima da temperatura de amolecimento. A Tg pode ser estimada mecanicamente verificando a temperatura a partir da qual há uma alteração brusca no módulo de elasticidade. Os polímeros amorfos abaixo da sua Tg comportam-se como sólidos rígidos, mas acima dessa temperatura podem comportar-se como líquidos viscosos, sólidos flexíveis ou borrachas, dependendo da estrutura molecular, do grau de ramificação e da presença de ligações cruzadas. A Tg tem grande importância sob o ponto de vista prático. Por exemplo, uma dentadura construída com um polímero cuja Tg seja de 60° C tem um comportamento rígido à temperatura normal da boca, mas pode ficar flexível com uma bebida quente a 70°C.

I.7.7.2 – ESTRUTURA MOLECULAR

A estrutura molecular tem enorme influência nas propriedades dos polímeros. Esqueletos poliméricos que contenham grupos aromáticos são mais rígidos (aumentam a Tg) que os que contêm somente grupos alifáticos. Mas a Tg não é apenas influenciada pelo grupo funcional principal que forma o esqueleto do polímero. Outros grupos substituintes têm também um efeito importante[88], que pode ser ilustrado pelos valores de Tg de uma série de poli - n-alquilmetacrilatos (Tabela II).

Tabela II - Tg em função de grupos químicos substituintes.

POLÍMERO	Tg °C
Polimetilmetacrilato	105
Polietilmetacrilato	65
Polipropilmetacrilato	35
Polibutilmetacrilato	20

I.7.7.3 – PESO MOLECULAR

Como normalmente o tamanho das cadeias poliméricas no mesmo polímero não é igual, o peso molecular tem que ser representado por uma média. Há duas maneiras principais de determinar o peso molecular (em média):

- média numérica do peso molecular, ou média ponderada numericamente – Mn;

- Média em massa do peso molecular ou média ponderada massicamente – Mw.

O Mn obtém-se contando o número de moléculas num determinado peso da amostra [$Mn = \Sigma n_i M_i \div \Sigma n_i$]. O Mw obtém-se medindo o peso das moleculas num determinado peso da amostra [$Mw = \Sigma w_i M_i \div \Sigma w_i$]. O Mw é particularmente sensível à presença de polímeros de elevado peso molecular, ao passo que o Mn é sensível à presença de polímeros de baixo peso molecular.

A relação Mw / Mn utiliza-se às vezes para medir a dispersão (índice de heterogeneidade) da distribuição dos pesos moleculares. Um índice próximo de 1 significa uma distribuição de pesos moleculares muito homogénea. À medida que a dispersão aumenta, o índice também aumenta. Muitos polímeros apresentam valores próximos de 2. Polímeros em que os pesos moleculares médios variem significativamente de amostra para amostra podem apresentar variações de algumas propriedades importantes, como a resistência mecânica, a elasticidade e outras.[95]

A média numérica do peso molecular Mn também serve para exprimir o grau de polimerização, dado que representa o peso de uma amostra dividido pelo número de moléculas que contém[73, 86].

Em termos genéricos, pode dizer-se que polímeros com peso molecular muito baixos não apresentam propriedades adequadas; e, no outro extremo, se o peso molecular for muito elevado, o material será difícil de processar[95]. Um peso molecular acima de 10^5 é característico de polímeros de cadeia longa, com propriedades físicas e mecânicas óptimas. O aumento do peso molecular para a escala dos milhões não melhora consideravelmente a maior parte das propriedades. Ao contrário, a presença de cadeias de peso molecular muito baixo tem um efeito plastificante (o material aproxima-se do estado líquido e lubrifica as moléculas de cadeia longa)[96].

I.7.7.4 – PLASTICIDADE DOS POLÍMEROS

As cadeias dos polímeros são mantidas unidas por forças intermoleculares (pontes de hidrogénio, forças de van der Waals) e pelo entrelaçamento das cadeias quando são suficientemente longas. Um polímero que pode ser amolecido (aquecendo-o acima da sua Tg) e subsequentemente moldado, designa-se por termoplástico (materiais que mudam fisicamente pelo calor e que são termicamente reversíveis, como por exemplo as resinas vinílicas, o polietileno, o metilmetacrilato e compostos de celulose)[67]. No polietileno, cujas cadeias têm configuração linear, as ligações entre elas podem romper-se com facilidade com o aumento da temperatura. As cadeias podem fluir umas sobre as outras de tal modo que o material amolece e deforma. Com o arrefecimento, as ligações são restabelecidas e o polímero endurece novamente[86].

Os polímeros que se decompõem com o aquecimento sem evidenciarem uma temperatura de transição vítrea Tg, isto é, sem amolecerem, são conhecidos como termostáveis[67] (materiais que mudam quimicamente pelo calor e que são termicamente irreversíveis como por exemplo o fenolformaldeido – baquelite – e a borracha). Para muitos polímeros, as cadeias não são tão lineares como no polietileno, apresentando uma estrutura em rede tridimensional que impede que elas se movam umas sobre as outras, mesmo depois de aquecidas. Por isso, o polímero mantém as suas propriedades até determinada temperatura elevada, a partir da qual ocorre uma degradação química sem chegar a haver amolecimento[86].

Muitas vezes juntam-se às resinas substâncias de baixo peso molecular (plastificantes) para baixar a sua temperatura de transição vítrea. Uma resina normalmente dura e rígida à temperatura ambiente pode ficar mais flexível e mole. A função do plastificante é aumentar a solubilidade do polímero no monómero, tornando o polímero menos quebradiço. A acção do plastificante consiste em neutralizar as forças intermoleculares, que normalmente impedem as macromoléculas de se moverem umas sobre as outras quando o material está sujeito a tensões.Tem uma acção semelhante à de um solvente. Este tipo de plastificante, de que o dibutilftalato é exemplo, é extrínseco porque é um componente que se adiciona normalmente ao pó.

Outro processo consiste em juntar o plastificante antes da polimerização (neste caso copolimerização) para a obtenção do polímero[73, 86]. Como faz parte do polímero, o plastificante é intrínseco. É o que acontece quando se adicionam ao metilmetacrilato monómeros de metacrilato ou acrilato antes da polimerização.

I.7.7.5 – LIGAÇÕES CRUZADAS

As ligações cruzadas ("cross linking") têm um grande efeito nas propriedades dos polímeros. Aumentando o número de ligações cruzadas, aumenta a Tg .Um material com baixa Tg e baixa densidade de ligações cruzadas pode comportar-se como borracha à temperatura ambiente. O "cross linking" pode converter um polímero líquido num polímero sólido. É graças a este processo que alguns silicones endurecem. Uma densidade de ligações cruzadas muito alta produz normalmente um polímero rígido e quebradiço no qual não é possível detectar uma Tg porque o material se decompõe antes de amolecer[86, 88].

I.7.7.6 – CRISTALINIDADE

Normalmente, as macromoléculas de um polímero têm uma configuração desordenada. A sua estrutura pode ser comparada ao esparguete depois de cozinhado. Quando as cadeias poliméricas são capazes de ter alguma orientação, ficando mais ou menos paralelas umas às outras, diz-se que têm um certo grau de cristalinidade. O paralelismo das cadeias ou de pregas da mesma cadeia é mantido por forças intermoleculares do tipo van der Waals ou pontes de hidrogénio. A proporção relativa de regiões cristalinas e não-cristalinas depende da composição química, da configuração molecular e do método de processamento. Estes polímeros não são sólidos completamente cristalinos mas compostos por um grande número de pequenas regiões cristalinas incluídas numa matriz amorfa[86, 88].

I.7.8 – POLÍMEROS UTILIZADOS EM MEDICINA DENTÁRIA

O médico dentista utiliza muitas formas de polímeros sintéticos na sua prática clínica diária. Por exemplo, os materiais de impressão elastómeros são polímeros sintéticos, bem como os selantes de fissuras, as resinas compostas, alguns cimentos e os dentes artificiais. Mas uma das principais aplicações dos polímeros em Medicina Dentária é na construção de bases de dentaduras[72, 73].

Com a finalidade de introduzir uma regulamentação que permita o controlo destes materiais, a Associação Dentária Americana na sua especificação Nº 12[97] estabelece uma classificação dos polímeros para bases de dentaduras, assim como as exigências a que cada grupo da classificação devem obedecer.

I.7.8.1 - ESPECIFICAÇÃO Nº 12 PARA POLÍMEROS DE BASE DE DENTADURAS

ASSOCIAÇÃO DENTÁRIA AMERICANA

Âmbito: Esta especificação é para qualquer dos seguintes polímeros:

(1) poli(ésteres do ácido acrílico);

(2) poli(ésteres de ácidos acrílicos substituídos – *substituted acrylic acids esters*);

(3) poli(ésteres vinílicos);

(4) poliestirenos;

(5) copolímeros ou misturas dos anteriores.

Tipos e Classes

Tipo I: Polímeros formados pelo aquecimento exterior de misturas polímero-monómero.
(polímeros termopolimerizados)
Classe 1: Pó e líquido incluindo resinas fluidas
Classe 2: Massa plástica ou gel.

Tipo II: Polímeros formados sem aquecimento exterior de misturas polímero-monómero.
(polímeros autopolimerizáveis)
Classe 1: Pó e líquido

Tipo III: Resinas termoplásticas para formar a base da dentadura completa (resinas totalmente polimerizadas que se podem moldar por acção do calor exterior).

I.7.8.2 – REQUISITOS

Consistem na série de características que o material deve apresentar para ser considerado aceitável. A Especificação Nº 12 enuncia esses requisitos relativamente ao componente líquido, ao componente sólido, à mistura monómero-polímero e ao polímero da base da dentadura depois de processado. Relativamente ao polímero depois de processado, os requisitos referem-se à toxicidade, características de superfície, polimento, cor, translucidez, porosidade, absorção de água, solubilidade, resistência à deflecção transversal, estabilidade de cor, métodos de processamento e instruções do fabricante (que devem ser escritas e conter todas as instruções necessárias à manipulação do material de modo a que o resultado final obedeça aos requisitos).

A Especificação Nº 12 estabelece ainda as normas de amostragem, de inspecção e dos testes que se devem realizar para a avaliação do material.

Finalmente, estabelece as regras de embalagem, rotulagem e informações escritas que devem acompanhar o material antes de ser colocado no mercado.

I.7.8.3 – PROPRIEDADES DA BASE IDEAL

Sendo a base da dentadura a parte que entra em contacto directo com a mucosa oral e que serve de suporte para os dentes artificiais, é natural que haja uma grande empenho por parte dos investigadores na procura do material ideal[54, 70, 72, 73, 81, 98].

1 – PROPRIEDADES FÍSICAS

Estética – o material deve mimetizar os tecidos, ter possibilidade de ser pigmentado e ter estabilidade de cor ao longo do tempo.

Estabilidade dimensional – para não sofrer alterações dimensionais durante o processamento e durante o uso pelo paciente.

Temperatura de transição vítrea – suficientemente alta para não amolecer com alimentos mais quentes.

Densidade – baixa para ser leve.

Condutibilidade térmica – alta para não isolar os tecidos dos estímulos térmicos.

Radiopacidade – para facilitar a localização em caso de deglutição, aspiração ou penetração nos tecidos vizinhos por acidente.

Molhabilidade – superfície molhável para facilitar a retenção.

2 – PROPRIEDADES MECÂNICAS

Rigidez – quer dizer que deve ter um módulo de elasticidade e um limite de elasticidade elevados para garantir que não se deforma de modo permanente com a força da mastigação.

Elasticidade – suficientemente flexível para resistir à fractura.

Resistência à fadiga – limite de fadiga elevado.

Resistência ao impacto – para resistir à fractura.

Resistência à abrasão – para não se desgastar com materiais de limpeza ou alimentos abrasivos.

Retenção – quando unido a outros materiais como sejam outros polímeros, porcelana e metais.

3 – PROPRIEDADES QUÍMICAS

Quimicamente inerte.

Insolubilidade nos fluidos orais.

Absorção - não deve absorver água e saliva para não alterar as suas propriedades mecânicas.

Impermeável aos fluidos orais para permanecer higiénica - não adquirir mau sabor ou mau cheiro.

4 – ROPRIEDADES BIOLÓGICAS.

Não-óxica.

Não-rritante.

Resistente ao crescimento microbiano.

Sem sabor e sem cheiro.

5 – OUTRAS PROPRIEDADES

Preço acessível.

Fácil de manipular com equipamento simples.

Prazo de validade longo.

Fácil de reparar.

Fácil de limpar.

I.7.9 – RESINAS ACRÍLICAS

I.7.9.1 – POLI(METILMETACRILATO)

A utilização de outras resinas para bases de dentaduras já foi comentada.

Quanto às resinas acrílicas, pelas suas características de:

- estética excelente (sua cor original é transparente, podendo pigmentar-se)
- ausência de toxicidade;
- resistência, dureza e densidade adequadas;

- reprodução de dimensões e detalhes do enceramento com exactidão satisfatória;
- baixa absorção de água e solubilidade;
- grande estabilidade dimensional após processamento;
- facilidade de construção com técnicas simples de inclusão e processamento;
- facilidade de reparação;

preenchem a maior parte dos critérios exigidos, sendo praticamente as únicas actualmente utilizadas como material de base de dentaduras[54, 72, 73, 96,99, 100].

A propósito deste tema, vale a pena citar Woelfel[70], que num artigo publicado em 1977 escreveu com algum sentido profético:

Outros materiais poderão surgir nos próximos 10 anos, embora seja difícil que algum supere o poli(metilmetacrilato) no conjunto das suas características. O poli(metilmetacrilato) é único e os profissionais deviam sentir-se satisfeitos por disporem de um material tão fácil, confiável e versátil. Naturalmente que poderia ser ainda melhor se tivesse melhor condutibilidade térmica, uma superfície mais humedecível, e fosse mais resistente à fractura e mais resistente à fervura para se poder esterilizar. Apesar disso, são poucas as insuficiências quando comparadas com as vantagens".

Obviamente que o poli(metilmetacrilato) também tem inconvenientes[66, 70, 72,101]:

- contracção de polimerização e coeficiente de expansão térmica elevados relativamente ao gesso de revestimento (factores de distorção após a polimerização);
- tendência à porosidade;
- baixa condutibilidade térmica;
- superfície pouco humedecível;

que são irrelevantes quando comparadas com as vantagens.

I.7.9.1.1 – COMPOSIÇÃO

A resina acrílica pode apresentar-se na forma de gel pré-doseado, com proporções de mistura certas ou sob a forma de pó + líquido. No caso do gel, o monómero e o polímero foram pré-misturados e embalados em doses unitárias, moles e borrachóides, prontas para uso imediato. Têm as vantagens da relação pó-líquido ser mais correcta e da mistura ser mais uniforme, e as desvantagens da maior sensibilidade às condições de armazenamento, nomeadamente temperatura, oxigénio e luz. É uma forma de apresentação pouco comercializada. A forma mais comum de apresentação, pó e líquido, pode conservar-se durante anos[66, 67, 102].

O pó e o líquido têm a seguinte composição[54, 66, 72, 81]:

PÓ:

Polímero - - - - - - - - - - - - - - - grânulos de polimetilmetacrilato

Iniciador - - - - - - - - - - - - - - - um peróxido, tal como peróxido de benzoílo.

Pigmentos - - - - - - - - - - - - - - sais de cádmio ou de ferro ou corantes orgânicos.

Opacificantes - - - - - - - - - - - óxidos de titânio/zinco

Plastificantes - - - - - - - - - - - - dibutilftalato

LÍQUIDO:

Monómero - - - - - - - - - - - - - -metilmetacrilato + pequenas quantidades de outros monómeros acrílicos.

Inibidor - - - - - - - - - - - - - - - hidroquinona.

"Cross-linking agents" - - - - - dimetacrilatos: etilenoglicoldimetacrilato ou 1,4 butilenoglicodimetacrilato.

Activador* - - - - - - - - - - - - - - N, N' - dimetil - p - toluidina. * só nos materiais auto-polimerizáveis.

O poli(metilmetacrilato) de maior peso molecular apresenta melhores propriedades físicas e mecânicas, mas dissolve-se muito lentamente no monómero. Para melhorar a solubilidade, incorpora-se um plastificante[102].

Para que um monómero se converta num polímero sólido, a cadeia produzida deve ter um comprimento mínimo. Polímeros com peso molecular inferior a 5.000 são líquidos viscosos. Polímeros resilientes têm que atingir um mínimo de 150.000 de peso molecular.

O poli(metilmetacrilato) (PMMA) é uma resina transparente como o vidro e às vezes é utilizada nesta forma como base de dentaduras. Habitualmente, os fabricantes juntam-lhe pigmentos para dar uma cor mais parecida com a das mucosas orais. Os pigmentos podem ser incorporados nos grânulos durante a polimerização inicial ou posteriormente através de uma impregnação nos grânulos por meio de uma trituração[50, 81, 102].

O principal componente do líquido é o monómero metilmetacrilato, um líquido claro, transparente, com baixa viscosidade.

A presença de um inibidor no líquido destina-se a prolongar-lhe o tempo de duração. Na sua ausência, mesmo à temperatura ambiente, dar-se-ia a polimerização lenta do monómero devido à ocorrência ocasional de radicais livres de origem incerta. O inibidor reage prontamente com estes radicais livres formando radicais estáveis incapazes de iniciar a polimerização. Para reduzir o aparecimento de radicais livres deve proteger-se o líquido da exposição à luz.

O activador só está presente nos materiais descritos como autopolimerizáveis (polimerização química). A sua função é reagir com o peróxido existente no pó para criar radicais livres que iniciem o processo de polimerização.

Os "cross-linking agents" incorporados no monómero são dimetacrilatos e destinam-se a melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material polimerizado. As resinas que contêm agentes de ligação geralmente são designadas pelos fabricantes como "cross-linked resins"[73, 81, 102].

I.7.9.1.2 – PROCESSAMENTO / POLIMERIZAÇÃO

Basicamente, todas as técnicas de processamento de dentaduras consistem na confecção de placas-base em modelos 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, ou hidrocolóide no caso das resinas fluidas, 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[102].

Como a a maior parte das dentaduras são feitas de resina acrílica fornecida sob a forma de pó (polímero) e líquido (monómero), vamos analisar as técnicas de processamento em que se utilizam este tipo de resina.

I.7.9.1.3 – CONFORMAÇÃO

I.7.9.1.3.1 – PREPARAÇÃO DO MOLDE

Como se referiu atrás, o modelo de gesso com a placa-base e os dentes é incluído num meio de revestimento, geralmente gesso Paris, na parte inferior de uma mufla metálica. Após o endurecimento, o material de revestimento é isolado com um agente (por exemplo, alginato de sódio) para impedir que o gesso vertido na parte superior da mufla adira ao da parte inferior. Após o isolamento, a parte superior da mufla é rigorosamente adaptada à parte inferior, preenchida com o mesmo material de revestimento, e sobre ela é colocada a tampa. Depois de cheia e durante o endurecimento do gesso, a mufla deve ser submetida a uma ligeira pressão numa prensa para impedir que a expansão do gesso separe as duas partes. Depois do gesso da metade superior ter endurecido, a mufla é colocada em água a ferver durante 5 minutos para amolecer a cera e a placa-base. Em seguida é aberta, isto é, as duas metades são separadas, ficando os dentes na metade superior. A cera e a placa-base são retiradas do modelo. Qualquer cera residual é removida vertendo água a ferver (contendo uma pequena quantidade de detergente) sobre as superfícies do modelo e do gesso de inclusão[102, 103].

Se nesta altura unirmos as duas metades no interior da mufla, onde antes havia uma placa-base e cera existe agora um espaço que podemos designar de "molde" ou "câmara de polimerização".

I.7.9.1.3.2 – ISOLAMENTO

Durante o processamento, a resina deve ser isolada do gesso que envolve o espaço do molde, por duas razões: não deve passar água do gesso para a resina para não afectar a sua polimerização e as suas propriedades; o monómero livre ou o polímero dissolvido não devem penetrar no gesso, para evitar que após a

polimerização seja virtualmente impossível separar a resina do gesso de revestimento.

Os agentes isolantes mais utilizados são alginatos hidrossolúveis, que em contacto com a superfície do gesso produzem uma fina camada de alginato de cálcio, insolúvel em água e solventes orgânicos.

O isolante deve ser aplicado sobre o gesso absolutamente limpo, em camada fina contínua e uniforme, sem tocar nos dentes artificiais, quando a temperatura da mufla for tal que se possa manusear confortavelmente[102, 103].

I.7.9.1.3.3 – PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA

RELAÇÃO POLÍMERO / MONÓMERO. Esta relação tem bastante influência na estrutura final da resina. Com uma maior percentagem de pó diminui o tempo de reacção e a contracção da resina também é menor. Contudo, a quantidade de monómero tem que ser suficiente para molhar cada partícula de polímero.

As proporções aproximadas de polímero / monómero são, geralmente, de 3/1 em volume[102], na condição do pó estar solto, de maneira a haver uma distribuição uniforme dos diferentes tamanhos de partículas do polímero.

A mistura deve ser feita vertendo a quantidade de líquido apropriada num recipiente de vidro limpo e seco, seguida da lenta adição da quantidade de pó correspondente, permitindo que cada partícula de pó seja molhada pelo monómero. Depois de bem misturada, esta massa deve ficar em repouso, com uma tampa no recipiente para evitar a evaporação do monómero[81].

INTERACÇÃO POLÍMERO / MONÓMERO . A interacção física do pó com o líquido passa por quatro fases[102]:

1. O polímero mistura-se gradualmente com o monómero (embebição dos patículas pelo monómero) até formar uma massa incoerente mais ou menos fluida de consistência arenosa ("sandy consistency").

2. O monómero difunde-se no polímero, ficando este parte em solução e parte disperso no monómero – formação das primeiras ligações entre as camadas exteriores dos grânulos intumescidos. Esta fase é caracterizada por uma certa viscosidade e adesividade da mistura – consistência filamentosa ("sticky mass").

3. À medida que o monómero se difunde no polímero, a mistura fica mais saturada com polímero em solução, e a massa mais macia e menos pegajosa. Deixa de aderir às paredes do recipiente – consiste numa suspensão de partículas de polímero numa matriz plástica constituída por monómero e polímero dissolvido. É a fase de pasta ou gel ("dough stage"), pronta a ser conformada na mufla. A difusão do monómero e do "cross-linker" no interior das partículas resulta numa distribuição mais homogénea das tensões e na formação de uma rede tridimensional resistente dentro do polímero amorfo, designada por "interpenetrating polymer network" (IPN)[50]. O tempo em que o material permanece na forma de pasta ou gel corresponde ao tempo de trabalho. De acordo com a especificação nº 12 da ADA, a massa acrílica deve permanecer moldável pelo menos durante 5 minutos. O tempo de trabalho aumenta se baixarmos a temperatura.

4. O monómero aparentemente desaparece, por evaporação ou pela continuação da difusão no polímero – a

massa torna-se mais coesa adquirindo a consistência da borracha. Nesta fase, já não está completamente plástica nem pode ser moldada pelas técnicas laboratoriais.

O tempo necessário para atingir a gelificação depende da solubilidade das partículas do polímero no monómero. Pode ser diminuído pelo calor (banho-maria), que nunca deve ultrapassar os 55ºC (acima desta temperatura pode iniciar-se a polimerização).

I.7.9.1.3.4 – CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

Depois de atingir a fase de gelificação, remove-se a massa acrílica do recipiente e coloca-se em excesso na metade superior da mufla, conformando-a grosseiramente ao molde. Sobre a resina coloca-se uma folha de polietileno, fecha-se a mufla com a outra metade e submete-se a uma primeira prensagem, ligeira e suave, que expulsa o excesso de acrílico ("flash"). Abre-se a mufla, remove-se o excesso da massa acrílica e, depois de fechada, procede-se a nova prensagem. Quando já não houver excessos, a resina exibe uma superfície brilhante. Nesta altura o acrílico está pronto para a polimerização. Depois de fechada a mufla, já sem a folha de plástico, a pressão obriga a massa acrílica a preencher todos os espaços do molde e impede que as alterações dimensionais inerentes à polimerização ultrapassem os seus limites[81, 102, 103].

I.7.9.1.3.5 – CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO

O processo de injecção contínua de resina no processamento de bases de dentaduras foi introduzido por Pryor[104] em 1942, como tentativa de reduzir a contracção de polimerização. Desde 1875 que estão descritos aparelhos de injecção, mas todos falharam porque se limitavam a preencher o molde. É fundamental que o molde seja hermético, a resina do reservatório esteja a uma temperatura muito inferior à da mufla, e que o injector esteja ligado a um sistema de pressão. A injecção contínua produz uma pressão hidráulica dentro do molde fechado, compensando com o aporte de mais material a contracção de polimerização.

Nos anos 70 a casa Ivoclar desenvolveu uma técnica de injecção sob pressão contínua[105] (*SR - Ivocap, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein*). Este sistema reclama para si uma diminuição dos erros de processamento e um aumento da densidade da resina graças à polimerização por camadas e à ausência de "flash". A resina é fornecida em cápsulas em que o pó e o líquido estão pré-doseados. Após a trituração mecânica, que em princípio garante uma mistura mais homogénea, a resina é injectada na mufla debaixo de pressão contínua (6 bar) durante todo o tempo da polimerização.

A câmara de polimerização é preenchida, injectando a resina sob pressão através de um canal de alimentação que liga a câmara de polimerização a um orifício existente na mufla. A este orifício é acoplado um injector que força a entrada da resina no espaço do molde antes da polimerização (do endurecimento)[81, 102].

No caso do poliestireno, a resina é previamente amolecida pelo aquecimento e injectada ainda quente. O

poli(metil metacrilato) é injectado imediatamente após a mistura mecânica num vibrador. Em qualquer dos casos, a mufla e a resina são mantidas sob pressão até ao endurecimento desta.

As vantagens do método da injecção sobre o método da compressão têm a ver com a pressão (que pode ser controlada), a eliminação das prensagens repetidas, a maior certeza no preenchimento do molde e ausência de excessos[106, 107].

I.7.9.1.3.6 – POLIMERIZAÇÃO

A reacção de polimerização começa com a activação do iniciador (por exemplo, peróxido de benzoílo) e pode ser levada a cabo por acção do calor (condutibilidade térmica ou aquecimento dieléctrico), por acção de outro composto químico ou por acção da luz.

1. Calor: acima dos 65° C o peróxido de benzoílo decompõe-se, levando à formação de dois radicais livres, de acordo com a equação química já referida.

2. Composto químico: o uso de um activador químico permite que a reacção ocorra a baixas temperaturas. Os activadores habitualmente usados com o iniciador peróxido são aminas terciárias aromáticas (por exemplo, N,N dimetil-p-toluidina). A reacção da amina existente no líquido com o peróxido existente no pó leva à formação de radicais livres.

3. Luz: é um sistema alternativo de activação que envolve a decomposição de um iniciador sensível à radiação. Certas acetonas (por exemplo, a dicetona canforoquinona), quando expostas à radiação do espectro da luz visível e na presença de uma amina terciária alifática, são capazes de formar radicais livres que podem iniciar a polimerização[73, 85, 86, 88].

I.7.9.1.3.6.1 – POLIMERIZAÇÃO PELO CALOR OU TERMO-POLIMERIZAÇÃO

Embora o aquecimento por condutibilidade térmica, necessário à polimerização, possa ser feito por diversos meios (vapor de água, forno de ar seco, placas eléctricas aplicadas à mufla sob pressão)[108], o processo mais utilizado consiste na colocação das muflas em banho-maria com controlo de temperatura durante um determinado tempo[109]. Em função do(s) tempo(s) e da(s) temperatura(s) seleccionados podem existir vários ciclos de polimerização. Antes da sua escolha deve ter-se em conta alguns factores condicionantes:

- o peróxido de benzoílo decompõe-se facilmente em radicais livres a partir de 65° C;
- a reacção de polimerização é exotérmica;
- o calor gerado pela reacção exotérmica depende do volume do acrílico e da possibilidade de dissipação desse calor;
- o ponto de ebulição do monómero é de 100,3° C, o que significa que acima desta temperatura o monómero evapora;
- para se produzir um polímero de elevado peso molecular é importante que o grau de conversão de monómero

em polímero seja elevado.

Uma resina de baixo peso molecular, com uma percentagem exagerada de monómero residual, tem fracas propriedades mecânicas e pode ser irritante para os tecidos. Uma elevação muito rápida da temperatura produz um grande número de radicais (avalanche de radicais) e muitas cadeias de polímeros em crescimento simultâneo. Estas cadeias colidem com outros radicais e com outras cadeias, levando a um aumento de ramificações e "crosslinking" do polímero intersticial, o que reduz a resistência[50]. Tendo em conta estes factos, os fornecedores habitualmente recomendam, para os materiais que comercializam, os ciclos de polimerização que consideram mais apropriados.

Há muitas variações para o chamado ciclo de polimerização, em que os princípios básicos são os mesmos:

- mergulhar a mufla em banho-maria de 70° C durante a noite, 7 a 9 h , seguida de 3 h a 100° C. A maior parte da conversão do monómero em polímero ocorre na primeira fase, durante a qual, devido à reacção exotérmica da polimerização, a temperatura da massa acrílica pode atingir os 100° C. As 3 horas finais a 100° C destinam-se a assegurar a conversão quase completa do monómero nas áreas mais finas da base da dentadura, onde não de faz sentir o efeito da elevação da temperatura devida à reacção exotérmica[81] ;

- imersão da mufla directamente em banho-maria a 65° C por 90 minutos para polimerizar as áreas mais espessas da dentadura seguida de uma fervura de 60 minutos para a polimerização das áreas mais finas[102] ;

- um ciclo longo de 9 horas a 74° C sem ebulição terminal também é universalmente aceite[102] ;

- mergulhar a mufla em água fria, que gradualmente (uma hora) aquece até à ebulição, permanece nesta temperatura durante mais uma hora e depois arrefece lentamente[81].

Poucos fabricantes recomendam que a mufla seja mergulhada directamente em água a ferver. Se a esta temperatura (100° C) associarmos o calor da reacção exotérmica, a massa acrílica pode atingir rapidamente temperaturas da ordem dos 150° C, que conduzem ao aparecimento de porosidade[81]. Apesar desta evidência aparente, há resinas especialmente formuladas para este tipo de polimerização rápida, por exemplo 20 a 25 minutos em água a ferver. São as chamadas resina de polimerização rápida ("fast boilable")[110].

Como se pode ver, há muitas variações para o chamado ciclo de polimerização, mas o princípio básico é o mesmo. Teoricamente, deveria polimerizar-se uma prótese em banho-maria de 65° a 70° C por um tempo suficientemente longo (48 horas) para conseguir um grau de polimerização uniforme em toda a prótese[102].

Com polimerizações prolongadas, produzem-se menos ramificações e ligações cruzadas, o peso molecular médio é maior porque há menos cadeias a crescer simultaneamente, o monómero residual é menor porque há um acesso mais fácil do monómero aos radicais livres, os agentes de ligação ("crosslinking agents") também ficam mais completamente polimerizados. Tudo isto resulta em bases mais rígidas e resistentes, com valores mais baixos de deformação. As alterações dimensionais que ocorrem quando o monómero é polimerizado podem ser compensadas mantendo a massa acrílica sob pressão[50].

Tendo em conta os factores condicionantes da polimerização e a formulação da resina, não é difícil escolher o

ciclo que proporcione os melhores resultados.

ARREFECIMENTO. O arrefecimento deve ser lento. Se a mufla é colocada directamente em água fria, pode haver deformação da prótese devida à diferença dos coeficientes de contracção térmica da resina e do gesso. O ideal é que o arrefecimento se faça durante a noite. O arrefecimento durante 30 minutos à temperatura ambiente, seguidos de 15 minutos em água fria, é considerado satisfatório[102].

I.7.9.1.3.6.2 – POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS

Actualmente, quase todas as próteses completas são construídas com o poli(metilmetacrilato) polimerizado pela técnica anterior. Apesar dos resultados satisfatórios conseguidos, desde os anos 40 que os investigadores procuram outros métodos de processamento que tragam vantagens acrescidas – maior facilidade e rapidez de manipulação, melhores propriedades da resina polimerizada, nomeadamente diminuição da porosidade, diminuição do monómero residual, maior peso molecular médio e melhor adaptação[96].

Foi com este objectivo que se introduziu a polimerização por micro-ondas, em que a activação do iniciador é igualmente feita por acção do calor, mas a fonte de calor é diferente.

As micro-ondas são ondas electromagnéticas geradas por um magnetron com uma frequência que se estende num espectro desde 100 a 300.000 megaciclos por segundo (MHz) – espectro das microondas. Corresponde a comprimentos de onda entre 1 mm e 30 cm (12 cm no caso dos fornos domésticos). São comprimentos de onda maiores (menor energia) que os dos raios infravermelhos, mas mais curtos que os da rádio e TV[96, 111].

Os fornos de cozinha, cujas características gerais são semelhantes aos utilizados para a polimerização da resina, produzem micro-ondas de 2450 Hz (frequência), o que significa que é gerado um campo electrostático que muda de direcção 2450 vezes por segundo.

As micro-ondas produzidas têm características típicas. Podem ser absorvidas, reflectidas ou transmitidas de acordo com os materiais presentes. As paredes interiores do forno são metálicas e por isso reflectem as micro-ondas. As resinas acrílicas para bases de dentaduras são "transparentes" à energia das micro-ondas[112]. Todos os materiais passíveis de serem aquecidos por micro-ondas têm moléculas polarizadas. Um dos extremos da molécula tem uma carga ligeiramente positiva e o outro extremo uma carga ligeiramente negativa. Num campo electrostáctico que muda de direcção 2450 vezes por segundo, as moléculas polarizadas são obrigadas a movimentos polares bruscos, gerando calor por fricção[96]. As moléculas de metilmetacrilato são orientáveis nesse campo electromagnético e sujeitas a numerosas colisões intermoleculares que provocam o aquecimento rápido[111]. A energia das micro-ondas é absorvida e instantaneamente transformada em calor (calor dieléctrico), que aquece a substância interna e externamente de modo igual, e eleva a temperatura muito mais rapidamente[93].

Apesar da frequência das micro-ondas ser constante (2450 Hz), a potência pode ser controlada regulando o tempo durante o qual há emissão das micro-ondas através da unidade de controlo. O motor funciona por ciclos de 30 segundos. Quando seleccionamos a potência máxima há produção de micro-ondas pelo magnetron, as quais

alimentam o forno durante os 30 segundos. Quando seleccionamos potências menores, apenas durante uma parte do ciclo de 30 segundos, há produção de micro-ondas[96] (Fig. 15).

POTÊNCIA	TEMPO DE EMISSÃO DE M. O. NO CICLO DE 30 S
600W - 100%	30s ----------
480W - 80%	24s ----------
360W - 60%	18s ----------
240W - 40%	12s ----------
180W - 30%	9s ---------
90 W - 15%	4.5s ----

Fig. 15 - Relação entre a potência e o tempo de emissão de micro-ondas em cada ciclo de 30 segundos.

O aquecimento por micro-ondas é independente da condutibilidade térmica. É um método adequado para aquecer materiais com baixa condutibilidade térmica ou não-condutores do calor, tais como as resinas. Os materiais dielétricos (isolantes) aquecem rapidamente pela acção das micro-ondas[114]. Além da rapidez, outra característica do aquecimento pelas micro-ondas é que o calor produzido é gerado dentro do material propriamente dito[96].

Foram estas características que entusiasmaram os investigadores à utilização do calor gerado por micro-ondas para a polimerização da resina para bases de próteses. A temperatura à qual a resina começa sua polimerização é atingida muito mais rapidamente com micro-ondas (1,5 min) do que em banho-maria de 65° C (20 a 30 min). Além de ser mais rápido e mais limpo, o processamento por micro-ondas exige menos equipamento[102, 115, 116].

Se o calor necessário para cindir a molécula do peróxido de benzoílo em radicais livres puder ser criado dentro da resina, a temperatura fora da mufla pode permanecer baixa. O calor da polimerização pode dissipar-se mais eficazmente e a polimerização pode ser mais rápida sem risco de porosidade. Pode também eliminar-se o tempo necessário para que o calor exterior, depois de atravessar a mufla, o revestimento e o modelo de gesso, chegue ao interior da resina[111].

As micro-ondas actuam somente no monómero da resina que reage como um dipólo e aquece rapidamente (30 c. c. fervem em 3,5 minutos num micro-ondas regulado a 600W de potência). O polímero não aquece, o que não impede a mistura acrílica de polimerizar (3 g de mistura acrílica começam a polimerização aos 4 minutos e estão completamente polimerizados aos 8 minutos)[111].

À medida que a polimerização progride, o monómero vai diminuindo. A mesma quantidade de energia é absorvida cada vez por menos monómero, tornando as moléculas mais activas. Isto é importante porque é uma forma de auto-regulação do programa de polimerização que conduz à polimerização completa da resina. No método convencional, as moléculas de monómero movem-se passivamente por choques térmicos que recebem de

outras moléculas, e os seus movimentos são apenas uma consequência do calor exterior. Com as micro-ondas, as moléculas de monómero são positivamente movimentadas pelo campo electromagnético de alta frequência. A sua movimentação é a causa do calor interno e o calor é somente a consequência da sua movimentação[111].

Segundo De Clerck [111], as micro-ondas não aquecem automaticamente o monómero à temperatura correcta. A temperatura de ebulição (100.3° C) é facilmente ultrapassada durante o tempo da polimerização, com as consequências negativas já referidas. Por isso, a temperatura e o tempo têm que ser controlados rigorosamente. Um excesso de potência, ou tempo descontrolado, podem causar porosidade na resina. Esta regulação do tempo / potência pode conseguir-se por um micro-processador montado num circuito de retro-alimentação – recebe informação de sensor de temperatura colocado no gesso de revestimento e dá informação para o magnetron e para o distribuidor do micro-ondas.

A regulação patenteada por este autor é complicada para a utilização quotidiana, e não faz parte dos fornos de micro-ondas utilizados para polimerização das resinas. Se não se utilizar este equipamento sofisticado, é muito difícil controlar o aumento da temperatura do acrílico provocado pela reacção exotérmica de polimerização[96]. Por isso, alguns autores[117] consideram muito mais provável o aparecimento de porosidade especialmente nas áreas de maior espessura de acrílico, como são as zonas de implantação dos dentes. Mais uma razão para nos rodearmos de muito cuidado na utilização deste método, para evitarmos que haja porosidade e que as propriedades da resina fiquem muito aquém dos requisitos mínimos. Devemos escolher a melhor relação tempo/potência e ter em atenção que o volume do gesso de revestimento, a quantidade de água contida no gesso (o gesso deve ser dissecado), a relação pó/líquido da resina, a condutibilidade térmica da mufla, a translucência do material da mufla às micro-ondas (utilizar muflas de material apropriado) são factores condicionantes da qualidade final da resina[111].

As técnicas de inclusão em mufla do modelo com a dentadura, a eliminação da placa-base e da cera, o isolamento, a preparação da massa acrílica, a conformação da resina na câmara de polimerização e a prensagem são iguais às descritas anteriormente. Há apenas uma diferença no modo como a mufla é mantida fechada sob pressão durante a polimerização. As muflas de plástico para polimerização em micro-ondas são dotadas de parafusos que impedem a separação das duas partes, eventualmente provocada pela expansão dos materiais.

Uma das primeira referências à utilização de micro-ondas para polimerização de material de base de dentaduras deve-se a Masamishi Nishi[118], que em 1968 publicou um artigo onde descreve os materiais e a técnica utilizados para levar a cabo a polimerização do poli(metilmetacrilato).

Segundo Nishi, a polimerização por micro-ondas tinha três vantagens: poupava tempo, prevenia o aparecimento de porosidade interna das resinas e aumentava o grau de polimerização, isto porque o calor dieléctrico proporciona um aquecimento imediato, rápido e uniforme, quer das partes superficiais da resina, quer das mais profundas.

De acordo com estudos de polimerização feitos por Kimura, em 1983[114] e 1984[115], a polimerização por micro-ondas tinha algumas vantagens: tempo reduzido, menos equipamento incómodo, método de processamento mais

limpo e outras mencionadas mas não confirmadas, como tempo de gelificação encurtado, massa acrílica mais homogénea e melhor adaptação da base ao modelo.

Segundo outros autores[96, 119], as propriedades mecânicas (dureza, resistência à deflexão transversal e porosidade da resina) são semelhantes para a polimerização em banho-maria e por micro-ondas O importante é seleccionar o material e o ciclo de polimerização apropriados a cada técnica[120].

Apesar de a maior parte das propriedades físicas da resina acrílica polimerizada por micro-ondas se mostrar satisfatória quando comparada com o método de processamento tradicional, a presença de porosidade severa ou moderada e a polimerização insuficiente eram dois problemas com que este método de polimerização se debatia. Por isso, o uso de micro-ondas não foi imediatamente aceite[121], apesar das vantagens já referidas.

Em 1989 foram introduzidas resinas com formulação específica para micro-ondas. O monómero (micro líquido) é especialmente preparado para materiais polimerizados por micro-ondas, mas a fórmula não é revelada pelos fabricantes. Provavelmente contém trietileno ou tetraetilenoglicol que são dimetacrilatos com um grupo reactivo em cada extremo. Os dimetacrilatos têm uma pressão de vapor baixa mesmo a temperaturas entre os 100 e 150° C, o que pode permitir a polimerização a temperaturas mais elevadas sem perigo de porosidade. O monómero metilmetacrilato tem uma pressão de vapor elevada, que faz com que volatilize a temperaturas acima dos 100,3°C levando facilmente ao aparecimento de poros[121].

Estudos de Bafile[121] e Alkhatib[122] mostraram a superioridade das resinas especialmente formuladas para micro-ondas no que respeita à porosidade e a algumas propriedades mecânicas.

I.7.9.1.3.6.3 – POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTO-POLIMERIZAÇÃO)

Na polimerização química, em vez do calor utiliza-se um composto químico para activar o iniciador, de modo que a polimerização ocorre à temperatura ambiente. O líquido contém normalmente uma pequena quantidade de uma amina terciária aromática, por exemplo N,N - dimetil-p-toluidina. Quando o líquido e o pó são misturados, formam-se radicais livres a partir do peróxido de benzoílo (pela sua reacção com a amina), tendo início a polimerização, que prossegue da maneira já descrita. A diferença fundamental está no modo de activação do iniciador[102].

Para não aumentar muito precocemente a viscosidade da mistura, a concentração de "cross-linking agents" (que pode variar de 0% a 9%), o tamanho, o peso molecular e os plastificantes do polímero são balanceados permitindo uma alta penetração do monómero nas partículas do polímero. Assim, fica facilitado o vazamento do acrílico no molde e um bom contacto com os dentes de acrílico. Este compromisso é difícil de conseguir e muitas vezes resulta numa grande quantidade de monómero residual e baixas densidades de "cross-linking". As tentativas dos fabricantes para conseguir o melhor compromisso resultam em grandes variações de pesos moleculares e concentrações de agentes de ligação encontrados nos materiais, que inevitavelmente levam a grandes diferenças nas propriedades mecânicas e físicas entre os vários produtos, especialmente no que se refere à resistência à

deformação[50].

A técnica usada para o processamento de dentaduras de resina activada quimicamente, quando a conformação é feita por compressão, é essencialmente a mesma descrita para as resinas termo-polimerizadas. A inclusão do modelo com a dentadura em mufla, a eliminação da placa-base e da cera, o isolamento, a preparação da massa acrílica, a conformação da resina na câmara de polimerização e a prensagem são semelhantes. Contudo, há algumas diferenças que se devem ter em conta. O tempo de trabalho é muito mais curto, dado que a polimerização começa logo que se faz a mistura (quando a amina terciária e o peróxido de benzoílo entram em contacto). Um período de iniciação relativamente longo é importante para que a conformação e as prensagens se possam fazer antes da resina ultrapassar a fase de gelificação (com a resina auto-polimerizável é difícil fazer mais que duas prensagens, pelo que não se deve colocar demasiado material). O arrefecimento do recipiente da mistura pode aumentar o tempo de gelificação. Os métodos químicos usados com a mesma finalidade podem diminuir as propriedades mecânicas da resina se o período de iniciação for demasiado prolongado[102]. De acordo com a Especificação Nº 12 da A D A[97] o tempo de trabalho da massa acrílica deve ser pelo menos de 5 minutos.

O tempo permitido para a polimerização, de 20 a 30 minutos após o fecho da mufla, pode revelar-se insuficiente porque a polimerização pode continuar durante horas. O ideal é que a mufla permaneça fechada sob pressão durante 2 a 3 horas ou durante a noite. Com a polimerização há também uma reacção exotérmica que contribui para que as partes mais espessas da dentadura fiquem melhor polimerizadas[102, 123].

A polimerização à temperatura ambiente ajuda a eliminar muitas das tensões introduzidas pelo calor da termo-polimerização. É de esperar que as dentaduras processadas quimicamente tenham melhor adaptação e sejam dimensionalmente mais estáveis[102].

O grau de polimerização usando um activador químico não é tão elevado como quando a activação é feita pelo calor. O monómero residual atinge valores da ordem dos 3 a 5 %, dez vezes superiores aos da resina termo-polimerizada[102].

O tipo e concentração do activador e iniciador influenciam a velocidade e grau de polimerização. Parece que a concentração máxima útil da amina é de 0.75 % e a do peróxido de 2.0 %. O tamanho das partículas do pó também tem influência – quanto mais pequenas mais rápida é a polimerização[102].

A estabilidade da cor da resina auto-polimerizada é inferior à da resina termo-polimerizada devido à oxidação da amina terciária. Esta condição pode ser minimizada com a adição de certos agentes estabilizadores para impedir tal oxidação[102].

Pelo seu tempo de trabalho demasiado curto, pela polimerização incompleta e percentagem elevada de monómero residual, pelas suas propriedades mecânicas inferiores, as resinas activadas quimicamente são pouco usadas no fabrico de dentaduras, tendo mais utilização na reparação e reajustes[81].

I.7.9.1.3.6.4 – RESINAS FLUIDAS

Nesta técnica original, o modelo com a dentadura encerada é posicionado e selado numa mufla especial. A seguir a mufla é cheia com um revestimento próprio (hidrocolóide reversível em vez de gesso). Após a gelificação do hidrocolóide, o modelo com a dentadura é removido, e são feitos orifícios e canais de alimentação que ligam o exterior da mufla ao espaço do molde. Depois da eliminação da cera e da placa-base, os dentes e o modelo são recolocados nos seus lugares dentro da mufla, que fica fechada[50, 66, 102]. Esta técnica da resina fluida em moldes de silicone foi desenvolvida em 1955[106].

O material é misturado numa consistência fluida graças a uma relação baixa pó / líquido e é vertido, através dos canais de alimentação para a câmara de polimerização. Após 4 minutos de repouso, a mufla é colocada numa panela de pressão a 9 kg de ar durante 30 minutos à temperutura ambiente até que a resina endureça[50, 66, 102].

A formulação da resina é feita pelo fabricante. A relação pó-líquido, a quantidade de "crosslinker" e a relação catalizador-acelerador vêm pré-doseadas de fábrica[50].

A vantagens atribuídas a esta técnica têm a ver com a simplificação da inclusão, desmuflagem e acabamento das dentaduras, que praticamente não é necessário; custos reduzidos; possibilidade de utilizar o mesmo material nos consertos e reajustes; menor contracção térmica e melhor adaptação; menos alteração da dimensão vertical pela polimerização em molde fechado[66, 102].

As desvantagens referidas ao sistema são muitas e algumas importantes: inclusão de bolhas de ar se os canais de alimentação estiverem incorrectamente posicionados ou se a resina for muito viscosa; alteração das posições dos dentes (o hidrocolóide não "agarra" os dentes tão bem como o gesso) durante o processamento, com as consequentes alterações oclusais e estéticas; fraca ligação aos dentes de acrílico; exigência de grande habilidade técnica; propriedades mecânicas inferiores [66, 102].

Trudso e col[124] publicaram em 1980 um estudo clínico ("follow up" de 4 anos de pacientes portadores de dentaduras completas polimerizadas com resina fluida e termopolimerizadas) no qual comparavam algumas propriedades biológicas e mecânicas, concluindo que não havia queixas importantes relacionadas com o tratamento. Contudo, as dentaduras feitas em resina fluida apresentavam piores propriedades mecânicas, traduzidas em mais descolagem de dentes e fracturas da base, e aumento do desgaste das superfícies polidas.

Um desenvolvimento desta técnica consiste em usar uma resina fluida que é termo-polimerizada a 45° C, mas sob a dupla influência de vácuo – para ajudar a que a resina flua exactamente contra a superfície do modelo, adaptando a base da dentadura ao modelo, e de pressão – para aumentar o grau de conversão do monómero, assegurando que a resina seja comprimida sobre o modelo e diminuindo as tensões subsequentes, dado que a temperatura de polimerização é baixa[81, 109, 125]. Este sistema anuncia que a distorção da dentadura é virtualmente eliminada. O uso de um "hydroflask" para aumentar a pressão atmosférica à volta do molde tem as vantagens de diminuir a porosidade devida à ebulição do monómero, pelo simples expediente de aumentar o seu ponto de

ebulição e de comprimir o ar incluído durante a mistura, aumentando a densidade e melhorando a resistência transversal da resina depois de polimerizada[50].

A introdução de um sistema de alimentação mais eficaz, a utilização de materiais de revestimento mais rígidos para evitar as movimentações dentárias, o fabrico de resinas com formulação do líquido mais apropriada ao método e o maior cuidado no processamento têm melhorado esta técnica[102].

I.7.9.1.3.6.5 – FOTOPOLIMERIZAÇÃO (POLIMERIZAÇÃO POR LUZ)

Ao contrário dos métodos estudados até aqui, o peróxido de benzoílo não faz parte do sistema de fotopolimerização, mas sim uma dicetona (canforoquinona) e uma amina alifática que quando expostas à luz visível formam radicais livres que podem iniciar a polimerização[85].

Um componente fundamental é a unidade de polimerização que emite uma luz intensa, colimada a partir de lâmpadas de halogénio, concentrada na faixa azul (comprimento de onda de 400 a 500 nm) do espectro da luz visível, que pode polimerizar até seis milímetros de profundidade[126, 127].

O material (descrito como um compósito) é constituído por uma matriz de uretano dimetacrilato, pequenas quantidades de sílica microfina, e monómeros de resina acrílica de elevado peso molecular. O "filler" orgânico consiste em partículas de resina acrílica de vários tamanhos que se tornam parte integrante da rede polimérica depois da polimerização. Antes da polimerização final é aplicado um isolante para impedir que a polimerização superficial seja inibida pelo ar[102, 126].

A construção de dentaduras por este sistema de polimerização é totalmente diferente dos métodos anteriores. Após o enceramento completo é necessário fazer uma chave (gabarito) em acrílico que registe a posição dos dentes relativamente a três zonas da área periférica do modelo. Esta chave, depois de polimerizada na câmara de luz, é removida com os dentes acoplados, o que é facilitado pelo amolecimento da cera provocado pelo aquecimento das lâmpadas. Entretanto, o gabarito com os dentes e modelo são colocados em água a ferver para remoção de todos os restos de cera. Depois de o isolar ("releasing agent") adapta-se uma folha de resina ao modelo até aos limites e com os contornos da base definitiva, e em seguida polimeriza-se. Aplica-se um "bonding" aos colos e superfícies gengivais dos dentes e adapta-se um rolo do mesmo materialm, que vai fazer a ligação entre os dentes e a base, depois de se recolocar a chave ou gabarito nas zonas de referência do modelo. Nesta altura temos os dentes reposicionados em relação ao modelo, tal como no enceramento, e unidos à base da prótese pelo rolo de resina que entretanto foi polimerizado. Para completar os contornos da dentadura adiciona-se mais material, que é esculpido de um modo semelhante ao utilizado no enceramento das dentaduras. A polimerização final é feita na câmara de luz. Depois deste processamento e da sua remoção do modelo, a dentadura é acabada e polida pelos métodos habituais[128].

Como se verifica, neste sistema não há lugar à inclusão em mufla, e a conformação do material é feita manualmente, uma vez que não temos um molde do enceramento final onde a resina possa ser conformada e

polimerizada sob pressão. O processo de fixar a posição dos dentes relativamente ao modelo parece ser pouco preciso. Estas são algumas das razões pelas quais este método não é utilizado rotineiramente no fabrico de dentaduras.

Num estudo experimental para comparar a estabilidade dimensional das bases e as alterações das relações oclusais de próteses obturadoras contruídas em três tipos de resina (auto-polimerizada – Repair Material, termopolimerizada – Lucitone 199, e fotopolimerizada – Triad), DaBreo[129] refere um método de processamento para esta resina que contempla a inclusão em mufla. A inclusão é feita em etapas, conformando e polimerizando o material em metade da mufla de cada vez. Numa das metades estão incluídos os dentes. Vai-se juntando material a cada uma das partes já parcialmente conformada até que se possam unir e prensar com a certeza de que o molde fica completamente preenchido. Nesta altura separam-se as duas metades da mufla e a dentadura protegida com uma camada de isolante do ar é polimerizada na unidade de fotopolimerização. Segundo o autor, as vantagens da utilização de material fotopolimerizado incluem um equipamento laboratorial mínimo, redução do tempo de laboratório e simplificação do processamento da prótese obturadora. No seu estudo experimental, a resina fotopolimerizada apresentou as menores alterações dimensionais da base e as menores alterações nas posições dos dentes.

Uma das utilizações deste material é no fabrico da placas de registo definitivas com o objectivo de melhorar os registos intermaxilares. Teria algumas vantagens sobre as resinas termo-polimerizadas: menor distorção quando sujeitas às temperaturas elevadas da segunda polimerização devido ao seu maior módulo de elasticidade e maior rapidez e simplicidade técnica. Por outro lado, os defeitos de adaptação são um problema relativamente comum, porque o material não é mantido sob pressão durante a polimerização (o fabricante recomenda que o material seja adaptado manualmente ao modelo). Outro inconveniente deste processo é o aprisionamento de ar entre a resina e o modelo, o que leva ao aparecimento de bolhas na superfície basal da placa. As bolhas são mais numerosas e ocorrem com mais frequência quando se trabalha com um modelo húmido (depois de 24 h de secagem ao ar, o modelo de gesso perde quase toda a água livre a atinge o máximo de resistência à compressão[113]). A humidade do modelo impede que o isolante ("model releasing agent"), que é ligeiramente gorduroso, penetre na superfície do gesso, tornando-a escorregadia e dificultando a adaptação manual do material e a drenagem do ar através do gesso. Se com uma máquina aplicarmos vácuo e pressão com um dique de borracha à resina adaptada a um modelo bem seco, parece haver uma diminuição do número e tamanho das bolhas. O mesmo acontece se aplicarmos uma forma de pressão e vácuo, embora o dique seja mais fácil[130].

Apesar das virtudes referidas apenas o estudo de DaBreo[129] faz referência à construção de dentaduras. O trabalho de Ogle[126] refere-se ao material utilizado em reajustes de prótrese e o de Tan[130] como bases definitivas de próteses completas. Nos livros de materiais dentários e de prostodontia disponíveis, apenas um[128] descreve sumariamente o método de construção de dentaduras completas com resinas fotopolimerizadas.

Contudo,as resina VLC ("Visible Light Curing") podem ser usadas em muitas áreas da Medicina Dentária em que são necessárias bases de dentaduras. A resina Triad®, nome comercial do sistema mais difundido, tem a vantagem adicional de permitir uma polimerização parcial na boca[126].

As principais utilizações na área da prótese são consertos, placas de registo, bases definitivas de próteses completas e próteses provisórias[126]. Uma aplicação prometedora deste material é em procedimentos intra-orais directos, tal como o reajuste de dentaduras.

Este material tem uma contracção volumétrica de apenas 3%, devido ao peso molecular mais elevado do oligómero, quando comparado com o monómero acrílico[128].

Algumas das vantagens atribuídas às resinas VLC são: adaptação exacta; estabilidade dimensional; resistência; polimerização completa sem compostos residuais, nomeadamente metilmetacrilato; estabilidade de cor; manipulação fácil; tempo de trabalho adaptável às circunstâncias e capacidade de ligação com outras resinas[126].

As propriedades das resinas VLC foram sujeita a numerosos testes e quando comparadas com as referidas na Especificação Nº 12 da A D A para polímeros de bases de dentaduras, mostraram corresponder ou exceder os valores requeridos[126].

I.7.10 – PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS USADAS COMO BASES DE DENTADURAS

A Especificação Nº 12[97], já citada neste capítulo no item I.7.8.1, inclui os polímeros acrílicos, vinílicos e estirénicos, bem como copolímeros ou misturas de qualquer destes três polímeros. As resinas podem ser do tipo termopolimerizado ou autopolimerizado. As termopolimerizadas incluem as formulações de pó e líquido, pastilha plástica (gel) e forma pré-polimerizada. As autopolimerizadas incluem o sistema convencional de compactação da massa acrílica e as resinas fluidas[128]. Enumera também alguns requisitos gerais para os materiais antes do processamento e estabelece uma série de condicionantes a cumprir pelos acrílicos depois de polimerizados, que permitem a construção de uma dentadura satisfatória, se forem seguidas as instruções do fabricante[128].

O mais importante da Especificação Nº 12 são os requisitos a que devem obedecer todos os materiais poliméricos usados como bases de próteses e que se referem a condições de processamento, à absorção de água, solubilidade, estabilidade de cor, deflexão transversal e biocompatibilidade. Algumas dessas propriedades vão ser estudadas de seguida.

I.7.10.1 – ESTABILIDADE DIMENSIONAL

Uma das propriedades essenciais à resina é a estabilidade dimensional. Dela depende, em parte, a adaptação da base da dentadura ao maxilar desdentado. Mas a resina acrílica sofre 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%[102, 128]. 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 que se pode verificar medindo a distância entre dois pontos de referência marcados na dentadura antes e depois do processamento. A explicação mais plausível para esta discrepância entre a contracção linear calculada e a verificada pode ter 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[54, 75, 82]. Quando se aproxima a temperatura de transição vítrea, Tg, a rigidez aumenta e a resina começa a ter as propriedades físicas de um sólido[131]. Com temperaturas inferiores à Tg, pode considerar-se que a resina se contrai independentemente e mais intensamente que o modelo[75, 82], 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 origem térmica. Por exemplo, para uma resina com uma Tg de 105° C, que arrefeça na mufla até à temperatura ambiente de 20° C, pode calcular-se a sua contracção térmica linear a partir do coeficiente de expansão térmica linear do poli(metilmetacrilato), que é de 81 x 10^{-6} / °C:
[(105 - 20) x 81 x 10^{-6} = 0.0069 mm / mm = 0.69%]. Se o material arrefece 55°C (75 - 20), sofre uma contracção de 0.44%, o que está de acordo com os valores de 0.2 a 0.69% anunciado pela maior parte das resinas disponíveis no mercado.[102]

O coeficiente de expansão térmica do gesso do modelo é de 12x10^{-6} / ° C[138]. Esta diferença de 1 para 8 faz com que modelo restrinja a contracção da resina, gerando tensões internas na base acrílica[70, 131].

A adaptação das dentaduras nos modelos de gesso correlaciona-se positivamente com as alterações dimensionais. Normalmente, para que uma discrepância de adaptação seja visível entre a base e o modelo, significa que houve uma contracção maior que 0.2%[132].

Como a Tg de cada resina varia, entre outros factores, de acordo com a sua estrutura molecular, peso molecular, densidade de ligações cruzadas, copolimerização, quantidade de plastificantes, é natural que a contracção de polimerização seja diferente de resina para resina. Outras condicionantes que podem influenciar a contracção de polimerização são a pressão exterior durante o arrefecimento e a velocidade de arrefecimento[75, 88].

O efeito da contracção linear é habitualmente mais evidente na região posterior do palato das dentaduras maxilares, dela resultando um espaço entre a base e o modelo[102, 116].

Presumivelmente, durante o arrefecimento a resina contrai-se na direcção das áreas de maior volume, com maior espessura de acrílico, que no caso das dentaduras são as zonas das cristas. A contracção origina uma tensão que ocorre na região mais fina do palato. Quando esta tensão é aliviada, a resina é como que puxada, afastando-se do palato do modelo. Estas distorções são responsáveis pelo fenómeno da contracção linear.

É interessante notar que quando a prótese é construída com resina polimerizada quimicamente, na qual a contracção térmica durante a polimerização é irrelevante, a adaptação geralmente é superior[75, 102, 123, 133]. As temperaturas no interior da mufla, quando se processa a polimerização a frio, são muito mais baixas, o que justifica as menores alterações dimensionais[70].

Utilizando artifícios de ancoragem (prolongamento posterior e poços na zona mediopalatina) da base de resina na região palatina posterior, Polyzois[134] obteve melhor adaptação que pelo método convencional.

I.7.10.2 – POROSIDADE

A Especificação Nº 12 é muito clara quando se refere às características da superfície: "o material deve ser não poroso e livre de defeitos de superfície". Relativamente à porosidade, estabelece que "no espécime da resina em corte não deve haver bolhas ou poros, quando vista sem aumento"[97]. Por outro lado, a Academy of Denture Prosthetics[98] estabeleceu que, para ser higienicamente aceitável, uma dentadura não deve ter poros, pois diminuem a resistência às pigmentações externas, à deposição de cálculo e à adesão de outras substâncias. A porosidade também diminui a resistência e aumenta a vulnerabilidade à distorção[121]. Se a porosidade aparece na superfície, a dentadura perde o brilho e torna-se mais difícil de higienizar. Se for interna, a dentadura fica mais fragilizada[102].

As causas para o aparecimento de porosidade durante o processamento das bases de dentaduras podem relacionar-se com:

- espessura da base[102];
- quantidade de calor gerado durante a polimerização[67] e facilidade da sua dissipação[54, 102, 121];
- falta de homogeneidade da massa acrílica antes da polimerização[54, 67, 102];
- falta de material na câmara de polimerização e pressão insuficiente durante a conformação[54, 67, 82, 102, 121];
- inclusão de ar durante a mistura ou preenchimento do molde[102] no caso das resinas fluidas;
- tempo de polimerização, potência seleccionada e formulação química do líquido, no caso da polimerização por micro-ondas[116, 120, 121];

I.7.10.3 – ABSORÇÃO DE ÁGUA

Como todas as resina acrílicas, o poli(metilmetacrilato) tem tendência para reter água por um processo de embebição. Pode fazê-lo por dois mecanismos:

- adsorção, que consiste na formação de pontes de hidrogénio entre os grupos carboxílicos, mesmo esterificados, e a água;

- absorção por disseminação de moléculas de água no interior da resina, devido à naturza polar das moléculas do poli(metilmetacrilato), de acordo com as leis da difusão.

Dos dois mecanismos, a absorção é o mais importante[102], pelo que usamos este termo para significar o fenómeno na sua globalidade.

O coeficiente de difusão *D* de uma resina acrílica convencional termo-polimerizada é de $1,08x10^{-12}$ m^2 /seg, a 37° C. Se a temperatura descer para 23° C o valor de *D* é reduzido a metade. Para uma resina acrílica auto-polimerizada o coeficiente de difusão *D* é de $2,34x10^{-12}$ m^2 /seg[54, 102].

Como se pode deduzir dos baixos valores dos coeficientes de difusão, a quantidade de água envolvida é muito pequena. Apesar disso, o aumento das dimensões por absorção de água pela resina acrílica ajuda a compensar a contracção de polimerização [54, 102]. Esta alteração das dimensões é em grande parte reversível[128]. A influência da absorção de água na estabilidade dimensional das resinas determina-se sujeitando as dentaduras a ciclos de embebição e dissecação. Medindo distâncias entre marcas feitas atrás dos molares e verificando a adaptação a um modelo de gesso vertido na própria base ou pesando as dentaduras, podemos avaliar a sua influência na estabilidade dimensional e na adaptação, e quantificar a absorção e solubilidade da resina. As dimensões aumentam com a embebição e diminuem com a dissecação[67].

A diferentes resinas têm valores diferentes de absorção de água[67]. O poli(metilmetacrilato) tem valores relativamente altos – 0.69 mg/cm^2, enquanto as resina poli(vinilacrílicas) têm valores mais baixos – 0,26 mg/cm^2. Além do tipo de resina, também a sua espessura e a temperatura influenciam a velocidade de absorção de água, condicionando o tempo necessário para se alcançar a saturação[128].

Existe uma relação entre quantidade de absorção da água e a qualidade clínica das bases de dentaduras. Um aumento de peso de 2 % (pela absorção de água) é o máximo aceitável[135].

Não há diferença apreciável entre as resinas termo-polimerizadas e as auto-polimerizadas relativamente à absorção de água. Como resultado final da contração e subsequente expansão por absorção de água, passados meses uma dentadura termo-polimerizada estará ligeiramente subdimensionada na dimensão linear molar a molar e uma dentadura auto-polimerizada estará ligeiramente sobredimensionada[102].

I.7.10.4 – SOLUBILIDADE

Apesar das resinas das bases de dentaduras serem solúveis em muitos solventes, são virtualmente insolúveis na maioria dos líquidos com que têm que entrar em contacto na cavidade oral. O álcool pode causar fissuras em certas resinas. Produtos de limpeza que o contenham em solução devem ser evitados, porque o álcool funciona como plastificante e pode reduzir a Tg da resina[128].

I.7.10.5 – TENSÕES DE PROCESSAMENTO.

Sempre que uma alteração dimensional é inibida, a estrutura envolvida fica sob tensão, que uma vez aliviada pode conduzir a distorção ou empenamento. Durante o processamento das resinas acrílicas há muitos factores de tensão. Com a polimerização é possível que as paredes rígidas do molde impeçam a contracção normal da resina, induzindo nesta forças de tensão. A maior parte destas tensões pode ser aliviada enquanto a resina está mole (temperatura acima da Tg). No entanto, parte delas podem persistir com a arrefecimento (abaixo da Tg)[102].

Outros factores de tensão de processamento são a diferença de espessura nas diversas áreas das dentaduras, as contracções de polimerização localizadas (por exemplo, à volta dos dentes de porcelana), e a absorção de água[102].

I.7.10.6 – FISSURAS ("CRAZING")

Embora a distorção resultante da libertação das tensões não tenha habitualmente significado clínico, a libertação das tensões da superfície podem levar ao aparecimento de fissuras ou fendas que podem deteriorar a dentadura. A fissuração começa à superfície e gradualmente penetra no interior do material, podendo acabar numa fractura. As resinas "cross-linked" têm este problema consideravelmente reduzido[102].

I.7.10.7 – PROPRIEDADES MECÂNICAS

Na tabela III podemos analisar os valores das principais propriedades mecânicas de duas resinas acrílicas utilizadas em bases de dentaduras.

Tabela III - Características mecânicas de acrílicos para bases de dentaduras.

Propriedade	Polimetilmetacrilato	Polivinilacrílico
Resistência à tracção (MN/m^2)	48.3 - 62.1	51.7
Resistência à compressão (MN/m^2)	75.9	70 - 75.9
Alongamento (%)	1 - 2	7 - 10
Módulo de elasticidade (MN/m^2)	$3.8x10^3$	$2.8x10^3$
Limite proporcional (MN/m^2)	26.2	29
Resistência ao impacto, Izod (Kg m / cm)	0.011	0.023
Deflexão transversal (mm) a 3.500g	2.0	1.9
a 5.000g	4.0	3.9
Resistência transversal (gm)*	6000	7000
*carga de fractura do especime		
Resistência à fadiga (ciclos de 17.2 MN/m^2)	$1.5x10^6$	$1x10^6$

Adaptado de Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 8th ed.St Louis: Mosby 1989:514

I.7.10.7.1 – RESISTÊNCIA

A resistência das diferentes resinas acrílicas utilizadas em bases de dentaduras pode variar em função da sua composição, da técnica de processamento e do ambiente de utilização da dentadura[102]. A característica genérica de resistência inclui um conjunto de propriedades como sejam a resistência à deflexão transversal, a resistência à tracção e compressão, o coeficiente de alongamento, o módulo de elasticidade, o limite proporcional e a resistência à fadiga[136].

I.7.10.7.2 – RESISTÊNCIA À TRACÇÃO E COMPRESSÃO

A resistência à tracção e compressão representam o esforço máximo de tracção e compressão que o material pode suportar antes da ruptura[136].

Tanto o poli(metilmetacrilato) como o poli(vinilacrílico) apresentam valores de resistência à tracção e resistência à compressão adequados à sua utilização tanto em próteses completas como parciais. Apesar disso, as dentaduras podem fracturar devido a quedas ou defeitos de construção que resultem em concentração de tensões numa determinada área, ou por fadiga resultante de um número elevado de pequenas tensões repetidas[128].

I.7.10.7.3 – ALONGAMENTO

O alongamento total é a medida da quantidade possível de deformação antes da ruptura. O alongamento, em combinação com a resistência final, constitui um índice da tenacidade do acrílico. Materiais com uma combinação razoável de resistência à tensão e de alongamento serão materiais tenazes, enquanto os que têm um alongamento baixo são materiais friáveis. Exemplos dos primeiros são o poli(vinilacrílico) e o polietileno, enquanto o poli(metilmetacrilato) é um acrílico mais frágil. Os valores da percentagem de alongamento para o poli(vinilacrílico) são consideravelmente mais altos que os do polimetilmetacrilato, e em consequência disso são consideravelmente mais tenazes, permitindo uma maior deformação antes da fractura[128, 136].

I.7.10.7.4 – MÓDULO DE ELASTICIDADE

A relação entre a tensão e deformação, dentro dos limites da elasticidade, dá-nos a medida da rigidez de um material. Um polímero com elevado módulo de elasticidade tem uma deformação elástica baixa para a força aplicada e, inversamente, um material com módulo elástico baixo terá uma deformação elástica alta para a mesma força aplicada[136].

A inclinação da parte recta inicial da curva de tensão/deformação de um material dá-nos a medida do módulo de elasticidade[137].

Em comparação com metais e ligas metáticas usadas em bases de dentaduras, como por exemplo o cromo-cobalto e o ouro, o módulo elástico dos acrílicos é substancialmente mais baixo[128]. O maior inconveniente de uma

base acrílica confeccionada com um polímero de baixo módulo de elasticidade é que as forças de mastigação podem produzir uma deformação temporária, e consequentemente uma perda do ajuste da base aos tecidos de suporte[136].

I.7.10.7.5 – LIMITE PROPORCIONAL

É a máxima força que um material pode suportar sem sofrer deformação permanente[137]. Se o limite proporcional for elevado, é necessária uma força considerável antes que ocorra alguma deformação permanente.

Um acrílico com um limite proporcional baixo sofre uma deformação permanente com forças relativamente pequenas. Se além disso a percentagem de alongamento for relativamente alta, pode deformar-se permanentemente até a uma extensão considerável antes da ruptura. Se as forças de mastigação provocassem uma deformação permanente da dentadura, o resultado eventual seria uma perda de retenção e o descolamento dos dentes incluídos na base[128].

I.7.10.7.6 – RESISTÊNCIA AO IMPACTO

É a medida da energia absorvida por um material quando fractura devido a um golpe súbito. A resistência ao impacto dos poli(vinilacrílicos) é cerca de duas vezes a do poli(metilmetacrilato), o que significa que os poli(vinilacrílicos) podem absorver mais energia com o impacto e que são mais resistentes à fractura quando submetidos a um golpe súbito[128].

Apesar da adição de plastificantes aumentar a resistência ao impacto dos acrílicos, esta aumento é acompanhado pela diminuição da dureza, limite proporcional, módulo de elasticidade e resistência à compressão. O ideal é que o acrílico da base da dentadura tenha uma resistência suficientemente elevada ao impacto para diminuir a probabilidade de fractura numa queda acidental (geralmente durante a limpeza), mas sem o sacrifício de outras propriedades[128].

Os acrílicos reforçados com borracha ("rubber-reinforced acrylic") apresentam uma resistência ao impacto consideravelmente elevada[128].

I.7.10.7.7 – RESISTÊNCIA TRANSVERSAL E DEFLEXÃO TRANSVERSAL

Na avaliação dos acrílicos de dentaduras, os testes de medição da resistência transversal e deflexão são mais usados que as medições da resistência à tracção ou à compressão, porque são mais representativos do tipo de forças a que as dentaduras estão sujeitas durante a função.

O teste avalia um conjunto de propriedades, tais como a resistência à tracção, a resistência à compressão e o módulo de elasticidade[102, 137].

A resistência transversal é determinada pela aplicação de uma força no meio de um provete de acrílico com 65x10x2.5 mm colocado em dois suportes cilíndricos, um em cada extremidade, separados por 50 mm. A carga

necessária para fracturar o espécime corresponde à sua resistência transversal[128].

A deflexão transversal mede-se em mm nos mesmos espécimes, calculando as diferenças entre a deflexão medida com a carga inicial de 1.500g e as deflexões medidas com cargas específicas de 3.500g e 5.000g. Entre 1.500 e 3.500 g de carga, a deflexão máxima em mm deve ser de 2.5 mm; e entre 1.500 e 5.000 g de carga, a deflexão deve variar entre 2 mm e 5.5 mm[97].

I.7.10.7.8 – RESISTÊNCIA À FADIGA

Além de poderem ser submetidas a uma força intensa mas momentânea, as dentaduras também suportam um grande número de esforços pequenos e repetitivos com a mastigação durante um longo período de tempo, possivelmente durante muitos anos. Apesar de as forças serem demasiado pequenas para provocarem a fractura do material quando medidas num teste directo de tensão, compressão ou resistência transversal, com o decorrer do tempo a ruptura pode ocorrer por um processo de fadiga. Isto envolve a formação de micro-rupturas (possivelmente causadas por uma concentração de forças numa falha da superfície ou devido à forma da prótese), que progressivamente se propagam até à fractura.

A base protética em função está mais sujeita a forças de pequena intensidade mas repetitivas, pelo que o índice que se deve valorizar é a resistência à fadiga.

Os valores de resistência à fadiga do poli(metilmetacrilato) e do poli(vinilacrílico) são considerados satisfatórios.

I.8 – MÉTODOS DE MEDIÇÃO

Como podemos verificar, as características dos materiais mais recentes e os progressos conseguidos nas técnicas de processamento têm proporcionado condições para que se observe uma melhoria constante na qualidade das próteses completas, nomeadamente no que se refere à *adaptação*. Apesar disso, ainda estamos longe de obter o material/técnica que proporcione um ajuste perfeito entre a base e o modelo. Todas as técnicas de processamento da resina acrílica conduzem a alterações dimensionais das bases, que têm sido atribuídas a numerosos factores[71, 101, 138 - 144]:

- propriedades inerentes da resina acrílica (contracção de polimerização, coeficiente de expansão linear);
- absorção ou perda de água durante o processamento;
- modelo (coeficiente de expansão linear do gesso);
- distorção do modelo devida a pressões sofridas durante o processamento;
- procedimentos de inclusão;
- material usado como revestimento;
- conformação da resina;
- tamanho, forma e espessura da base da dentadura;
- *técnica de polimerização*, arrefecimento e desmuflagem;
- acabamento e polimento;
- presença de dentes;
- o modo de limpeza da dentadura;
- o comportamento físico do material;
- as variações no ambiente oral, particularmente a absorção de água.

As alterações dimensionais das resinas para bases das dentaduras têm sido avaliadas com os mais variados espécimes, desde pequenas barras de acrílico até dentaduras completas.

Aparentemente, seria conveniente e prático utilizar espécimes de forma simples (provetes com dimensões estandardizadas), e os resultados poderiam ser atribuidos directamente ao material e ao método de processamento[100]. Contudo, já apontamos uma série de factores que podem ser causa directa ou indirecta de alterações dimensionais.

É, pois, desejável que a avaliação da adaptação se faça em condições o mais próximas possível da realidade clínica.

As avaliações quantitativas baseadas em observações clínicas são duvidosas, já que é muito difícil eliminar variáveis tecidulares (tolerância, resiliência, modificações circadianas e outras) que podem induzir a erros de medição[75]. Como é praticamente impossível quantificar ou medir directamente a adaptação da base aos tecidos, temos que recorrer a modelos laboratoriais[20].

Nestes pressupostos, e para que o trabalho experimental mimetize o mais possível a realidade clínica, mas elimine factores acessórios condicionantes da estabilidade dimensional da base (por exemplo, presença de dentes), o recurso a modelos de desdentados é uma das soluções que mais informação pode proporcionar acerca do comportamento das resinas em função da técnica de processamento.

Se quisermos conhecer melhor o comportamento da resina no que respeita à distorção e alterações dimensionais, temos que as medir com base em algumas normas:

- as alterações dimensionais só devem ser medidas após a desinserção da placa-base do modelo para permitir a libertação de tensões acumuladas na resina durante o processamento;
- as alterações dimensionais sofridas pela resina da placa-base devem ser avaliadas relativamente ao modelo em que a mesma foi processada;
- as medições do modelo e da placa-base devem ser independentes uma da outra;
- o processo de medição deve permitir avaliar os aspectos quantitativos (mais ou menos) e qualitativos (contracção ou expansão) da deformação;
- o processo de medição deve permitir uma avaliação tridimensional da deformação verificada (interessa avaliar a discrepância entre áreas, perfis ou pontos equivalentes da base e do modelo, tendo em conta que essa discrepância se pode verificar em qualquer sentido dos três planos do espaço).

Vamos analisar os métodos de medição mais utilizados e fazer uma apreciação crítica de cada um deles.

I.8.1 – MEDIÇÕES LINEARES

I.8.1.1 – MICROSCÓPIO

Com o microscópio podemos medir as distâncias entre elementos de referência colocados nos modelos ou nos espécimes de resina (dentaduras ou provetes) em mais que uma fase do processamento (após o enceramento, após a polimerização, após a desinserção do modelo, após o acabamento, após a imersão em água durante um determinado periodo de tempo) e compará-las entre si. As distâncias medidas nos espécimes nalguns estudos são comparadas com distâncias equivalentes do modelo.

Os elementos de referência para as medições podem ser:

- pequenos pinos de aço, marcados com uma cruz, colados aos dentes molares e/ou vertentes vestibulares

das dentaduras[71, 132, 133, 145, 146];

- pinos de aço inseridos nos modelos e marcados com indentações transferidas para as bases de acrílico, em positivo, durante a polimerização[135, 147];
- marcas feitas no modelo transferidas para as bases de acrílico durante a polimerização[78, 93, 102, 107, 141, 148 - 157];
- poços feitos na resina[100].

Noutros estudos, com o microscópio faz-se a medição das coordenadas x, y, z, e com base nesses valores calcula -se a distância linear entre os elementos de referência:

- superfícies reflectoras de pequenas esferas de aço cromado, marcadas com "+", embutidas nos espécimes de resina – as medições são feitas fazendo alinhar esta cruz com a da lente ocular do microscópio[129];
- embutidos maquinados em latão ("inserts") e cimentados em poços do modelo, reproduzidos em negativo pela placa-base após a polimerização – o cálculo da distorção é baseado na comparação das distâncias medidas entre as referências nas bases acrílicas (em fases diferentes do processamento) e as mesmas distâncias medidas nos modelos[158].

I.8.1.2 – PAQUÍMETRO ou COMPASSO DIGITAL

Mede distâncias entre referências (as mesmas utilizadas no método anterior) colocadas nos modelo e/ou nos dentes e bases das dentaduras ou provetes de acrílico [110, 155, 159 - 162].

O microscópio pode medir distâncias com ama precisão até 0,001 mm (a maior parte dos autores refere 0,0025mm). Com o paquímetro digital essa precisão pode ir até 0,01 mm.

I.8.1.3 – CRÍTICA

As resinas têm uma contracção linear de polimerização de 0,2 a 0,69%[102]. Normalmente, quando uma discrepância de adaptação entre a base e o modelo é detectável a olho nu, significa que houve uma contracção maior que 0,2% [71].

Uma contracção até 0,5 mm na secção transversal posterior da dentadura maxilar não causa desadaptação nem desconforto. Quando esse valor atinge os 0,9 mm, a dentadura não se ajusta adequadamente. Habitualmente, as alterações dimensionais ocorridas durante o processamento de próteses acrílicas são de menor amplitude, e por isso de menor significado clínico[139].

Os microscópios e os diversos tipos de compassos podem ter um elevado nível de precisão para medir as alterações dimensionais dos materiais de base de dentaduras apenas quando se pretende medir a distância linear entre dois pontos, calculada directa ou indirectamente a partir das coordenadas x, y, z de cada um dos pontos. Contudo, recorrendo apenas a medições lineares como método de avaliação das alterações dimensionais, é difícil determinar a adaptação da base de uma dentadura ou a fidelidade de duplicação dos contornos duma impressão final[75].

Fairhurst e Ryge[163] afirmam que as medições lineares transversais na região posterior de placas-base, não são um indicador representativo da sua adaptação.

Enquanto a determinação da contracção e expansão das bases das dentaduras for feita com medições lineares, essa avaliação não traduz as alterações que realmente acontecem. A libertação da tensão que ocorre quando a base é separada do modelo pode conduzir a distorções que ultrapassem a simples contracção e expansão. A forma complexa da base da dentadura é inevitavelmente sujeita a uma distorção assimétrica que pode não ser aparente em simples medições de distâncias lineares. Por isso, é mais correcto avaliar a deformação através da medição da superfície dos modelos e das correspondente superfície das placas-base, isto é, avaliar mais que uma dimensão[155].

I.8.2 – MEDIÇÃO DE DISCREPÂNCIAS

Com este método pretende-se medir a distância existente entre o modelo e a placa-base em pontos ou áreas predeterminadas, ou avaliar de um modo indirecto o espaço total entre eles.

I.8.2.1 – APALPA-FOLGAS ("FEELER GAUGES", "THICKNESS GAUGES")

Medem o espaço entre a base e o modelo em locais predeterminados do bordo posterior, introduzindo fitas metálicas de calibre progressivamente crescente[99, 134, 164]. Considera-se, para registo, o calibre mais fino que já não entra. A precisão pode ir até 0.05 mm.

I.8.2.2 – SILICONE

Pode utilizar-se este material em mais do que um método de medição:

- medição com microscópio da espessura do silicone retido a nível posterior entre o modelo e a base[165] ;
- medição com microscópio da espessura do silicone retido entre o modelo e placa-base em pontos pré-determinados de um corte transversal a nível posterior[166] ; em ambos os processos a precisão pode ir até 0,01mm;
- cálculo do espaço entre a base e o modelo, depois de acoplados e submetidos a uma certa pressão, indirectamente através do peso do silicone (depois de polimerizado) aprisionado entre modelo e base; a precisão pode ir até 0,0001g[143, 167, 168].

I.8.2.3 – MICROSCÓPIO

Com o microcópio podemos avaliar a discrepância entre o modelo e a placa-base por dois processos:

- medição do "gap" entre o modelo e a base em pontos pré-determinados do bordo posterior[118, 167] ;
- medição do "gap" entre o modelo e a base em pontos pré-determinados de cortes transversais e longitudinais do conjunto modelo / placa-base[134] ; a precisão pode ir até 0,01mm.

I.8.2.4 – CRÍTICA

Independentemente dos inconvenientes específicos de cada um dos processos, a avaliação da discrepância feita com a base e o modelo acoplados enferma de três erros metodológicos:

- a inserção da placa base no modelo pode ficar incompleta pela existência de prematuridades inerentes à contracção do acrílico;
- não é possível avaliar as deformações contractivas – o facto de todas as medições serem feitas com o modelo e a placa-base acoplados limita-lhes a fiabilidade, dado que não permitem avaliar o sentido da distorção que é da maior importância; alguns pontos da dentadura movem-se em direcção à mucosa em vez de se afastarem dela e, independentemente da quantidade de contracção, tais pontos devem ser considerados inadaptados, uma vez que impedem a dentadura de assentar completamente[144];
- se o assentamento da base feito sob pressão, obriga à sua deformação.

O APALPA-FOLGAS ("FEELER GAUGES", "THICKNESS GAUGES") tem as vantagens da facilidade e da simplicidade. Tem alguns inconvenientes: a medição pode ser influenciada pela forma do calibrador relativamente à altura, profundidade e largura do "gap"; a força do operador pode deslocar a placa do modelo.

O PESO DO MATERIAL DE IMPRESSÃO avalia indirectamente o volume do espaço entre a base e o modelo. Não especifica a natureza e localização das alterações que podem ter ocorrido. A viscosidade do material, a pressão aplicada sobre a placa-base quando se coloca no modelo e a remoção dos excessos podem influenciar o resultado.

As MEDIÇÕES COM MICROSCÓPIO do "gap" entre o modelo e a base em pontos predeterminados do bordo posterior, com ou sem interposição de silicone, carecem das mesmas deficiências já apontadas. A medição com microscópio do "gap" entre o modelo e a base em pontos predeterminados de cortes transversais e longitudinais do conjunto modelo / placa-base logo após a polimerização não permite a libertação de tensões das bases, ou seja, não mede qualquer distorção.

Al-Hanbali[166] tentou em 1991 reduzir alguns destes inconvenientes. Cada base, preenchida com uma camada fina de silicone, era posicionada no modelo-mestre de metal, orientada por três pinos e sujeita a uma certa pressão durante a polimerização do material de impressão. Um "spacer" metálico de 1.99 mm de espessura era colocado à volta de cada pino no modelo-mestre para proporcionar um espaço entre a superfície de adaptação da base e o modelo. O seu valor era descontado quando se calculava a espessura final do silicone medido no microscópio. O silicone era incluído em gesso, depois cortado ("precision band saw") transversalmente a nível posterior, de modo padronizado em todos os exemplares, e a sua espessura medida com microscópio em sete pontos.

Este processo aparentemente atenua alguns dos inconvenientes referidos. Apesar disso, não deixa de ser um método indirecto e limitado de medição.

Vários autores têm-se debruçado sobre esta questão da discrepância entre bases e tecidos. Alguns focaram-na como factor físico de retenção[23, 26, 32]. Outros estudaram o problema recorrendo à experimentação laboratorial com vários materiais e técnicas. As suas observações permitiram-lhes análises, nem sempre concordantes, dos factores implicados na discrepância, isto é, no desajuste ou na (des)*adaptação* entre a base e o modelo após o processamento[5, 82, 99, 102, 157, 169, 170].

Compreende-se a importância da medição da discrepância entre o modelo e a placa-base para avaliar e conhecer melhor o fenómeno da adaptação entre ambos. Só que essa medição tem que obedecer a alguns requisitos que não estão contemplados nos métodos analisados – a *adaptação* só pode ser avaliada com rigor se o modelo e a placa-base forem medidos separadamente e com o mesmo aparelho de medição.

I.8.3 – ALTERAÇÃO DA DIMENSÃO VERTICAL

I.8.3.1 – MONTAGEM DAS DENTADURAS EM ARTICULADOR

As alterações dimensionais e distorções das bases acrílicas podem modificar as posições dos dentes e alterar a dimensão vertical. Se medirmos as dentaduras num articulador ou num aparelho semelhante, antes e depois da polimerização, podemos avaliar as alterações que as diferentes técnicas de processamento provocam na dimensão vertical. Esta avaliação tem interesse directo (quanto menos alterações da dimensão vertical, menos acertos oclusais são necessários após a polimerização) e indirecto, na medida em que as alterações da dimensão vertical podem ser um reflexo das distorções sofridas pelas bases durante o processamento. Consiste em comparar a dimensão vertical das dentaduras montadas em articulador após o enceramento com a dimensão vertical após o processamento – um aparelho de medição acoplado ao pino incisal regista o valor da dimensão vertical[71, 145, 171, 172] ou com um compasso ("read out caliper")[160] mede-se o grau de abertura do pino incisal.

Estes sistemas têm uma precisão de medição de 0,01 mm.

I.8.3.2 – MEDIÇÃO DA ALTURA DAS CÚSPIDES E BORDOS INCISAIS DE DENTADURAS INDIVIDUAIS

Colocando as dentaduras na mesa do paralelómetro de Ney, em posição estandardizada, podem medir-se as alturas das cúspides e dos bordos incisais por meio de um micrómetro acoplado à haste vertical[101, 147]. Neste processo, as dentaduras são avaliadas individualmente.

A precisão de medição é semelhante à do sistema anterior.

I.8.3.3 – CRÍTICA

Os principais factores na produção de alterações oclusais nas próteses polimerizadas são a alteração na posição dos dentes relativamente ao modelo durante o processamento, e a distorção da base da dentadura aquando da desinserção do modelo[173]. Para além destas, as alterações da dimensão vertical podem ter outras

causas[138, 171, 174]: o material de revestimento e a técnica usados na inclusão (o gesso artificial com uma camada de borracha de silicone como material de revestimento introduz menos alterações na dimensão vertical que o gesso Paris); o excesso de acrílico no molde na altura do fecho final da mufla (quanto maior o "flash", maior a abertura do pino incisal); o fecho da mufla demasiado rápido; o processamento com o gesso Paris ainda "verde"; a utilização de uma mistura muito fluida de gesso Paris e a ausência de brida durante a polimerização.

Um aumento de 1 mm na dimensão vertical a nível da guia incisal, que corresponde a metade na região dos molares, está dentro dos limites aceitáveis, quando se toma em consideração o objectivo de uma oclusão balanceada[175].

As alterações da dimensão vertical, na medida em que são uma consequência indirecta e parcial da distorção das bases, têm muito pouco interesse na avaliação da adaptação.

I.8.4 – AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA.

I.8.4.1 – MÉTODO 1

Latta e col[176] mediram as distâncias entre referências visíveis em películas radiográficas, obtidas de modelos e dentaduras marcados em pontos pré-determinados com elementos radiopacos. As radiografias eram feitas por um processo padronizado de maneira a que se pudessem comparar as medições efectuadas.

Numa das técnicas de medição foram utilizadas marcas metálicas de chumbo fixadas com resina autopolimerizável em posições pré-determinadas na área periférica do modelo, nos dentes e na base das dentaduras. Dificilmente a localização das marcas radiopacas era exactamente igual em todos os espécimes, mas como as medições eram feitas separadamente em cada espécime, esse pormenor não tinha relevância.

Eram efectuadas radiografias do conjunto modelo-dentadura em três incidências (oclusal, frontal e lateral) com auxílio de um sistema estandardizado. As distâncias entre as marcas na dentadura e entre a dentadura e o modelo eram medidas nas radiografias com um paquímetro, sendo registadas as medições transversal; diagonal e longitudinal, nas três incidências radiográficas. O autor considerava esta avaliação como tridimensional.

I.8.4.2 – CRÍTICA

Uma vez que a percentagem de variação dimensional entre duas marcas podia variar muito consoante a incidência radiográfica, sendo maior nas incidências lateral e frontal e menor na incidência oclusal, não nos parece que este método seja muito rigoroso. A distorção inerente às incidências radiográfica reflecte-se nos resultados das alterações dimensionais que se pretendem avaliar.

I.8.4.3 – MÉTODO 2

Outra técnica consiste na colocação de três pinos de aço, um em cada uma das tuberosidades e outro na região anterior do modelo, e nos pontos correspondentes da placa-base. É também colocada uma fita de aço com 1 mm de largura a contornar o perfil transversal que passa pelos dois pinos posteriores no modelo. Esta fita, depois da polimerização, é transferida para a placa-base. As radiografias, feitas num dispositivo que garante as posições relativas constantes, permitem avaliar a sobreposição dos perfis radiográficos e a medição de distâncias entre referências equivalentes. As radiografias do modelo e da placa-base são efectuadas em tempos diferentes, o que permite comparar os modelos com "undercuts" com as respectivas bases, através da sobreposição dos respectivos perfis radiográficos[177].

I.8.4.4 – CRÍTICA

Apesar de complexo, parece-nos um método que preenche quase todos os requisitos considerados fundamentais para a avaliação das alterações dimensionais das bases acrílicas. A radiografia do modelo, nomeadamente quando tem "undercuts", tem que ser obtida antes da sua inclusão em mufla. Não sabemos se as alterações dimensionais sofridas pelo modelo durante o processamento são importantes para influenciar os resultados. Como o coeficiente de expansão linear do gesso em que são feitos a maior parte dos modelos é 1/8 do coeficiente de expansão linear do acrílico, este factor, se avaliado, talvez fosse irrelevante.

I.8.5 – TÉCNICAS NÃO-PARAMÉTRICAS

Consistem na classificação das placas-base que constituem a amostra, entre a melhor e a pior adaptada, por um grupo de avaliadores independentes[178, 179]. A avaliação pode ser feita em mais do que uma fase do processamento. Este método não dá valores quantitativos.

Para determinar a concordância das classificações dos diferentes avaliadores pode utilizar-se o coeficiente de concordância de Kendall.

I.8.5.1 – CRÍTICA

Uma vez que os valores da classificação não são absolutos, as diferenças (por exemplo, entre as fases de observação) não são comparáveis [178, 179].

I.8.6 – MEDIÇÕES TRIDIMENSIONAIS

Vimos até agora um conjunto de técnicas de medição que, pelos motivos mais diversos, não prenchem os requisitos necessários à avaliação completa das alterações dimensionais sofridas pelo acrílico das bases durante o processamento.

Vários autores se têm pronunciado sobre este tema, relevando a necessidade da utilização de métodos de medição que permitam a avaliação das alterações dimensionais nos três planos do espaço.

Lechner[180], em 1971, dizia ser desejável poder comparar o contorno da impressão original ou do modelo com o da base da dentadura acabada.

Anthony e Peyton[75] e Barsoum[56] defendiam que se deve avaliar a diferença dos contornos das superfícies do modelo e da base, em vez de simplesmente medir contracções lineares. Ambos usaram aparelhos capazes de avaliar alterações de contorno.

Por sua vez Harrison[155], afirmava que a forma complexa da base da dentadura resultava inevitavelmente numa distorção assimétrica, que podia não ser aparente em medições lineares. Por isso, era aceitável assumir que os perfis, resultantes do "scanning" das superfícies dos modelos e das bases correspondentes, permitiam uma avaliação mais qualitativa das alterações (que também podiam ser quantificadas).

I.8.6.1 – COMPARADOR DE RUPP

Rupp[181], em 1957, descreveu um comparador pantográfico cuja parte essencial consistia numa estrutura com a forma de um paralelograma tendo um dos seus lados fixos e os quatro cantos articulados. Quando um dos dois cantos opostos ao lado fixo se movia, o outro seguia um percurso similar. Aos cantos do lado livre estavam apensos dois ponteiros com apalpadores de $\pm$ 4 mm de diâmetro. O ponteiro do lado esquerdo estava fixo e funcionava como guia; o do lado direito era móvel para cima e para baixo e tinha acoplado um mostrador que assinalava a distância percorrida na direcção vertical. Estas leituras eram registadas como coordenada y. Deste modo, os contornos de duas impressões (modelos ou bases de dentaduras) podiam ser comparados neste parâmetro ($\neq$ de altura) quando os ponteiros estivessem a tocar pontos homólogos dos dois objectos. Para medir a distância do movimento lateral existia um mostrador montado em diagonal num braço telescópico que media a distância percorrida transversalmente – coordenada *x*. Os ponteiros podiam ser bloqueados em posições predeterminadas do eixo *xx* enquanto se procedia às leituras em altura – coordenada *y*. O conjunto estava assente sobre carris de maneira a poder mover-se para trás e para diante. Também neste sentido – eixo zz – existia a possibilidade de bloquear o sistema numa posição fixa, introduzindo um pino num dos 15 buracos de uma placa perfurada.

As plataformas do comparador estavam dotadas com dispositivos de ajustamento, de modo a permitir posicionar com precisão os objectos a medir.

Um estilete fazia o registo gráfico da trajectória do ponteiro guia, isto é, dos diferentes pontos onde eram feitas as leituras das coordenadas. O perfil não era uma reprodução exacta do contorno, porque o ponteiro terminava em esfera e não era sempre o mesmo ponto da esfera a tocar os diferentes pontos da superfície (por exemplo, nas duas vertentes de uma crista). Contudo, o gráfico mostrava um perfil aproximado da superfície e assinalava nesse perfil os pontos nos quais se registavam diferenças de altura (coordenada *y*).

I.8.6.2 – CRÍTICA

O comparador de Rupp é essencialmente um pantógrafo que mede a distância na vertical entre pontos homólogos da superfície de dois objectos similares. Nas vertentes (planos inclinados), pequenas diferenças de posição podem dar valores com diferenças exageradas, o que é uma desvantagem deste sistema[140, 181].

I.8.6.3 – COMPARADOR MODIFICADO

Em 1959, Anthony e Peyton[175] modificaram o comparador de Rupp, facilitando o posicionamento das bases a medir. Além disso, a distância entre dois pontos equivalentes de dois perfis deixou de ser medida apenas na vertical, passando a ser medida de modo a representar a distância mais curta entre esses dois pontos.

Também se tratava de um aparelho pantográfico. Media linhas de contorno das bases de dentaduras, definidas a partir da medição de uma série de pontos com 0.635 mm (0.025 in) de intervalo entre eles. O contorno da base era reproduzido em gráfico conjuntamente com o contorno equivalente de uma impressão "master", numa relação que permite medir a distância, na perpendicular, entre pontos homólogos. Pode medir perfis transversais ou longitudinais.

O sistema de medição por comparador também permite detectar distorções contractivas.

Antes de qualquer medição, os dois objectos a serem comparados têm que ser colocados em posições similares nas plataformas do comparador[75, 175].

I.8.6.4 – MEDIDOR DE SUPERFÍCIE ("SURFACE METER")

A partir de uma fresadora à qual juntou um mostrador micrométrico, Barsoum[56] desenvolveu um aparelho onde as bases das dentaduras eram comparadas com uma impressão "master". Por meio de uma sonda terminada em esfera com 1,6 mm de diâmetro eram medidos uma série de pontos separados entre si de 1.27 mm. Cada série de pontos definia um perfil. Neste estudo eram desenhados em gráfico seis perfis transversais e três longitudinais, separados 2.54 cm. Como se mediam muitos pontos próximos uns dos outros, podiam fazer-se cartas topográfias da impressão "master" e das diferentes bases, e avaliar nas áreas medidas a discrepância entre elas.

No seu trabalho, Barsoum comparou bases de alumínio com bases de acrílico auto e termo-polimerizavel, após a medição de cada uma delas relativamente a uma impressão "master". A leitura dos pontos era referida à superfície inferior duma esfera com 1,6 mm de diâmetro. Quando a esfera tocava numa superfície horizontal, o ponto de contacto correspondia ao seu ponto mais inferior. Nas vertentes, o contacto era algures entre a extremidade inferior e o equador. Para diminuir este erro, o gráfico era feito com a sucessão de tangentes às circunferências desenhadas, tendo como centro o ponto correspondente à leitura registada em gráfico.

Em 1971, Lechner e Bevan[180] descreveram um aparelho que lia os perfis da superfície das bases de dentaduras com um estilete. Depois de transformados em gráfico, os perfis podiam ser comparados com perfis

equivalentes de uma impressão "master" ou de um modelo.

I.8.6.5 – PAQUÍMETRO VERTICAL + COMPARADOR ÓPTICO

Este conjunto, mede coordenadas *x, y* (comparador óptico) e *z* (paquímetro vertical) de "poços" feitos nos modelos – positivos na superfície tecidular das placas base. Alguns destes poços servem de referência para a definição do plano zero, em relação ao qual se faz a avaliação tridimensional das deformações sofridas pelas bases.

O sistema de referências está dentro da própria dentadura[150].

I.8.6.6 – MÉTODO ESTEREOMÉTRICO

Baseia-se na construção de uma figura estereométrica formada por um número mínimo de pontos de referência que descrevem a dentadura tão completamente quanto possível[182]. Os pontos são:

- Tl e Tr nas tuberosidades esquerda e direita (distância Tl - Tr = 46 mm);
- I na papila incisiva (distâncias I - Tl = I - Tr = 30 mm);
- P na linha média do palato (distâncias P - Tl = P - Tr = P - I = 30 mm).

Pl, Pr, I e P formam uma pirâmide na qual todas as arestas, excepto Tl - Tr, ficam dentro ou quase dentro do interior da base. As alterações das suas dimensões estão por isso directamente relacionadas com as propriedades de contracção e expansão do material em contraste com a dimensão Tl - Tr, que fica completamente de fora da base.

A medição dos coordenadas *x, y, z* dos pontos de referência marcados no modelo e na base com um microscópio metalúrgico permite, por meio de computador, a construção e medição das arestas e altura (P - P') da pirâmide.

As bases das dentaduras podem ser medidas em fases diferentes e as dimensões do modelo podem ser comparadas com as da base. As alterações das dimensões Tl - Tr e P - P' são avaliadas separadamente enquanto as das restantes arestas podem ser avaliadas como um somatório:

[Σ = Σ modelo - Σ base / Σ modelo x 100] . Esta fórmula representa a diferença global entre o modelo e a respectiva placa-base e reflecte a contracção ou expansão da dentadura como um todo. As distâncias Tl - Tr e a altura P -P' não estão relacionadas exclusivamente com a contracção e expansão da resina – dependem também de movimentos de torção da dentadura. A altura P - P' dá informação acerca da adaptação na região palatina.

I.8.6.7 – "MICHIGAN COMPUTER-GRAPHICS COORDINATE MEASUREMENT SYSTEM" (MCGCMS).

Este aparelho mede a posição tridimensional de qualquer ponto no espaço ou na superfície de um objecto, com a precisão de 1 μm, usando uma sonda de contacto orientada nos três planos do espaço. A sonda está em

interface com um computador que mede e regista a localização do ponto nos eixos *x, y* e *z*.

Os objectos a medir têm que ter um plano de referência para estandardizar o sistema e permitir medições repetidas do espécime ou de multiplas réplicas do mesmo. Habitualmente o plano de referência (plano zero) é estabelecido por três de quatro poços (R_0 - R_3) maquinados na área periférica do modelo de metal, depois transferidos, pelo sistema de duplicação, para os modelos de gesso e copiados como positivos nas bases de resina .

Seleccionam-se *n* pontos (22, 100) no modelo de metal. Para estabelecer uma matriz de medição, os valores das coordenadas específicas *x* e *y* de cada um dos pontos são registados a partir do ponto zero (R_0). Em cada uma dessas localizações específicas também se regista o valor da coordenada z. Depois de medir o modelo de metal, a mesma matriz é aplicada aos modelos de gesso e às placas-base. As alterações dimensionais podem ocorrer em um, dois ou nos três eixos *x, y,* z, e a respectiva medição tem que os considerar a todos, o que se consegue usando a versão tridimensional do teorema de Pitágoras: $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$. O resultado disigna-se por valor vectorial e representa a distância real entre a localização tridimensional de um ponto do espécime e o ponto zero (R_0)[142, 144, 183, 184].

I.8.6.8 – CRÍTICA

Vantagens:

- as medições são fiáveis e reprodutíveis;
- elimina erros de posicionamento e erros de deslocamento de material, que podem estar presentes nos métodos indirectos de medição de volumes residuais;
- mede a distorção real em mm em áreas específicas da dentadura;
- usa um computador em interface, eliminando erros humanos;
- pode medir a contracção da base em direcção à superfície tecidular dos modelos.

Inconvenientes:

- nas áreas das vertentes há maiores variações porque uma pequena variação de *x* e *y* produz uma grande variação de z e do valor vectorial resultante. Por este motivo, podem encontrar-se valores exagerados de deformação nas vertentes vestibulares. Baemmert verificou, nalgumas áreas, mais de 3 mm de discrepância contractiva entre a base e o modelo[144].

I.8.6.9 – MÁQUINA DE MEDIR POR COORDENADAS COMPUTADORIZADA - MMCC.

Esta máquina é capaz de medir, com a precisão de 0,5 μm, a posição tridimensional de qualquer ponto no espaço ou na superfície de um objecto, em relação ao sistema de eixos *x, y, z*. Possui uma sonda – apalpador, orientável nos três planos do espaço, provida de um rubi esférico na ponta e de um sensor de contacto. Sempre

que o rubi toca em qualquer ponto da superfície do objecto a medir, a sonda emite um sinal eléctrico. O computador ao qual está ligada recebe e regista o sinal correspondente à medição das coordenadas *x, y e z* do ponto contactado, permitindo uma medição com elevada precisão e repetibilidade[185, 186].

Se o objecto a medir tiver no mínimo 3 elementos de referência estáveis, para a definição de um plano horizontal e de um eixo, é possível medir as coordenadas *x, y, z* de qualquer ponto da sua superfície. Além disso, é possível medir e comparar os valores das coordenadas *x, y, z* de pontos homólogos de dois ou mais objectos de forma e tamanho semelhantes, desde que tenham elementos de referência para manter constante a sua posição relativamente à MMCC.

Com a ajuda de "software" adequado, a medição sequencial de vários pontos permite-nos definir matematicamente linhas – perfis. Com vários perfis podemos, inclusivamente, definir uma superfície.

Ao medir e comparar formas de perfis idênticos – "scanning profiles" – pode avaliar distorções assimétricas da forma complexa de uma base de dentadura que não seriam aparentes por simples medição linear entre dois pontos.

O "software" possibilita o registo, compilação e tratamento dados, bem como a representação gráfica dos perfis medidos.

I.9 – JUSTIFICAÇÃO E OBJECTIVO

Como temos vindo a referir, a *adaptação* das bases depende, além de outros factores, do material e da técnica utilizados na sua construção.

As diferentes técnicas de processamento/polimerização induzem alterações dimensionais nos materiais que, desde há muitos anos têm sido estudadas por vários autores[71, 75, 93, 96, 99 - 101, 105, 107, 109 - 115, 122 - 124, 130, 132 - 134, 140 - 150, 153, 156, 157, 159, 167, 171, 175, 179, 189,194].

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

Face a estas considerações e dada a escassez de publicações em que as alterações dimensionais sofridas pelas bases das próteses foram avaliadas por um processo de medição tridimensional, propusemo-nos desenvolver um trabalho de investigação nesta área, delimitado pelos seguintes pressupostos:

1. estudar métodos de processamento/polimerização e não materiais para bases de próteses;
2. seleccionar as técnicas de processamento mais vulgarizadas nos laboratórios portugueses;
3. ter como único objecto de estudo as bases das próteses não colocando dentes nas mesmas;
4. utilizar um processo de medição que permitisse uma avaliação tridimensional das alterações ocorridas.

A estruturação da metodologia teve como objectivo avaliar quatro 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 comportamento da deformação nas diferentes áreas anatómicas em função da técnica de processamento/polimerização;
3. o sentido qualitativo da deformação quer em função da técnica quer em função da localização – a deformação sofrida pelas bases poderia ser no sentido do afastamento (expansão) ou no sentido da aproximação (contracção) relativamente ao modelo;
4. a distribuição da deformação, isto é, verificar se a deformação obedeceria a alguma regra ou se seria aleatória.

II – MATERIAL E MÉTODOS

Para iniciar o estudo tivemos que abordar quatro questões preliminares:

1. a escolha das resinas;
2. a estandardização de todos os factores intervenientes para além das variáveis em estudo;
3. a escolha das técnicas de processamento/polimerização a investigar;
4. a escolha do método de medição e suas implicações.

Em seguida procuraremos explicitar as nossas opções.

II.1 – RESINAS

O ideal seria utilizar a mesma resina em todas as técnicas. Contudo, tal não foi possível uma vez que as resinas têm uma composição qualitativa e/ou percentual diferente em função do método de polimerização a que se destinam.

Para minimizar este óbice utilizámos resinas do mesmo fabricante (*Ivoclar AG Schaan Liechtenstein*).

Foram seleccionadas três:

II.1.1 – PROBASE HOT

COMPOSIÇÃO:	DADOS DO FABRICANTE	% EM PESO
Pó	poli(metilmetacrilato).....	95.84
	plastificante (não especificado).....	3.50
	catalizador - peróxido de benzoilo.....	0.60
	catalizador - ácido barbitúrico.....	0.05
	pigmentos - óxidos de ferro.....	0.01
Líquido	metilmetacrilato.....	91.90
	dimetacrilato alifático - "crosslinker".....	8.00
	catalizador (não especificado).....	0.10

II.1.2 – SR IVOCAP

COMPOSIÇÃO:	DADOS DO FABRICANTE	% EM PESO
Pó	poli(metilmetacrilato).....	98.50
	catalizador - peróxido de benzoilo.....	1.40
	pigmentos - óxidos de ferro.....	0.10

Líquido	metilmetacrilato.....	96.00
	dimetacrilato de etilenoglicol.....	4.00

II.1.3 – PROBASE COLD

COMPOSIÇÃO:	DADOS DO FABRICANTE	% EM PESO
Pó	poli(metilmetacrilato).....	97.79
	plastificante (não especificado).....	1.00
	catalizador - peróxido de benzoilo.....	0.80
	catalizador - ácido barbitúrico.....	0.60
	pigmentos - óxidos de ferro.....	0.01
Líquido	metilmetacrilato.....	95.80
	dimetacrilato alifático - "crosslinker".....	4.00
	catalizador (não especificado).....	0.20

II.2 – ESTANDARDIZAÇÃO DOS FACTORES INTERVENIENTES

A estandardização 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 modelada no modelo mestre de espessura o mais uniforme possível;
4. sistema de duplicação da placa-base.

II.2.1 – PREPARAÇÃO DO MODELO-MESTRE.

No modelo de gesso do maxilar desdentado (Fig. 1) de uma paciente da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto fizemos duas modificações:

- eliminamos retenções para que a desinserção das bases acrílicas fosse possível sem danificar o modelo;
- aumentamos a área periférica da base para se poderem maquinar três caixas fundamentais ao processo de medição (Fig. 2).

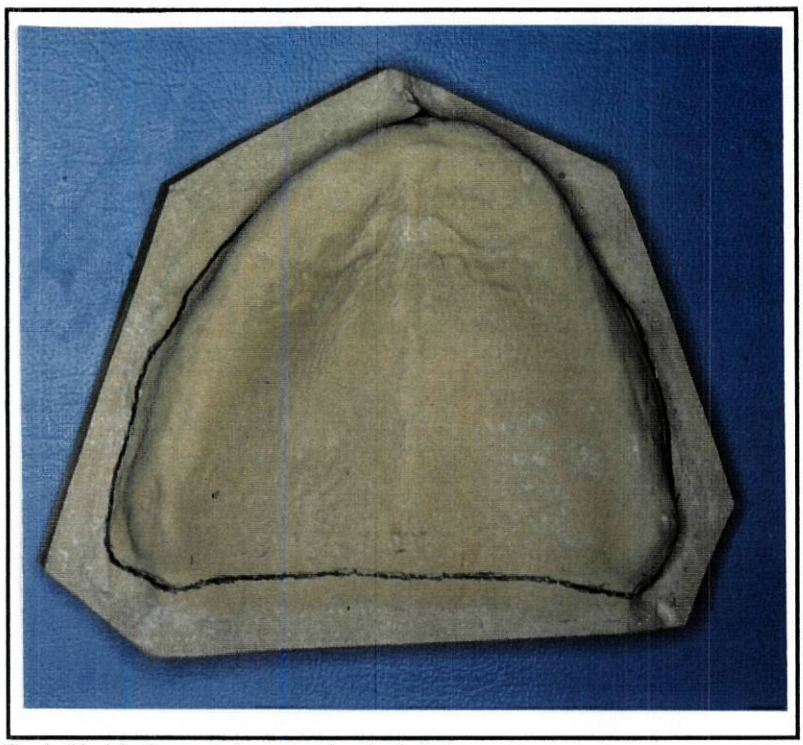


Fig. 1 - Modelo de gesso de um maxilar desdentado.



Fig. 2 - Modelo de gesso modificado - sem retenções e com maior área periférica.

Este modelo modificado foi o elemento inicial do trabalho. A partir dele duplicámos 6 modelos idênticos em cera (*Cerita F28-46M M. Argueso & Co Mamaroneck .Y. U.S.A.*), (Fig. 3), utilizando o sistema de duplicação *Silistar*

(*Dentaurum D-7530 Pforzheim Germany*). Os 6 modelos foram fundidos em aço inox (Fig.4) numa fábrica de fundição (*Zollern & Comandita, Maia*), pelo método da cera perdida.

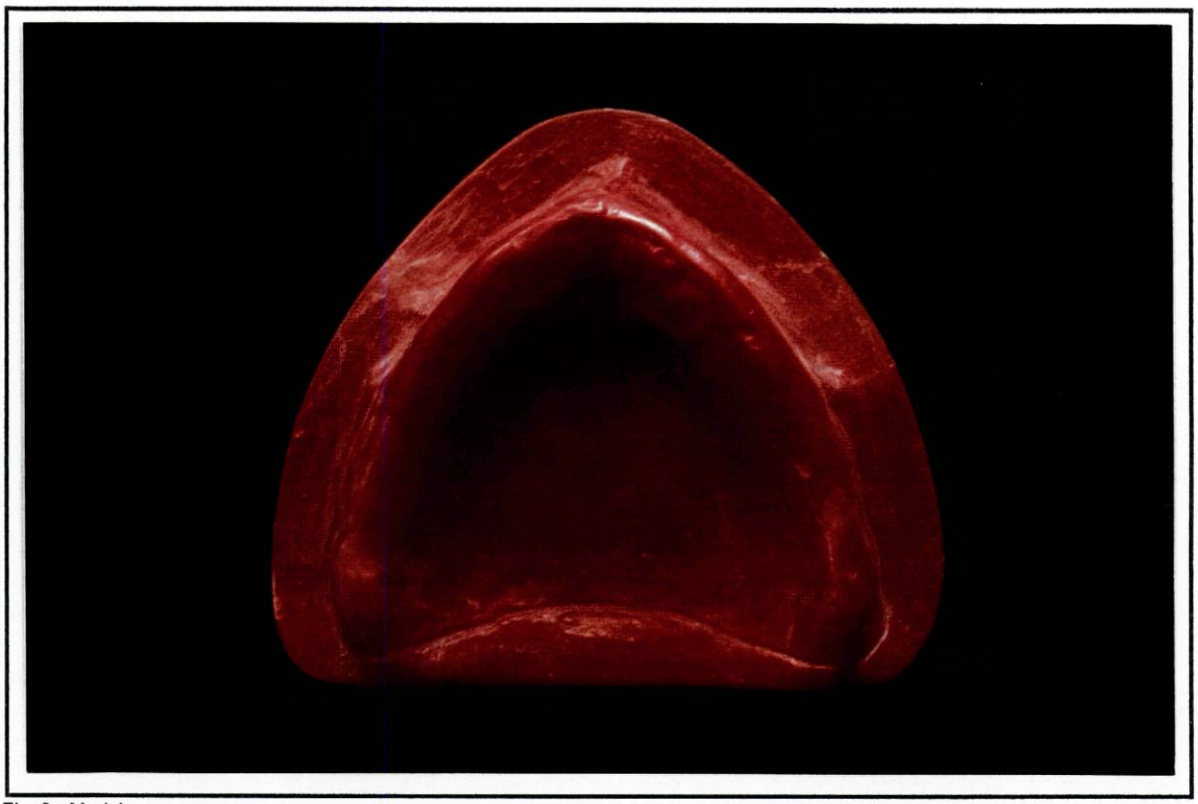


Fig. 3 - Modelo em cera

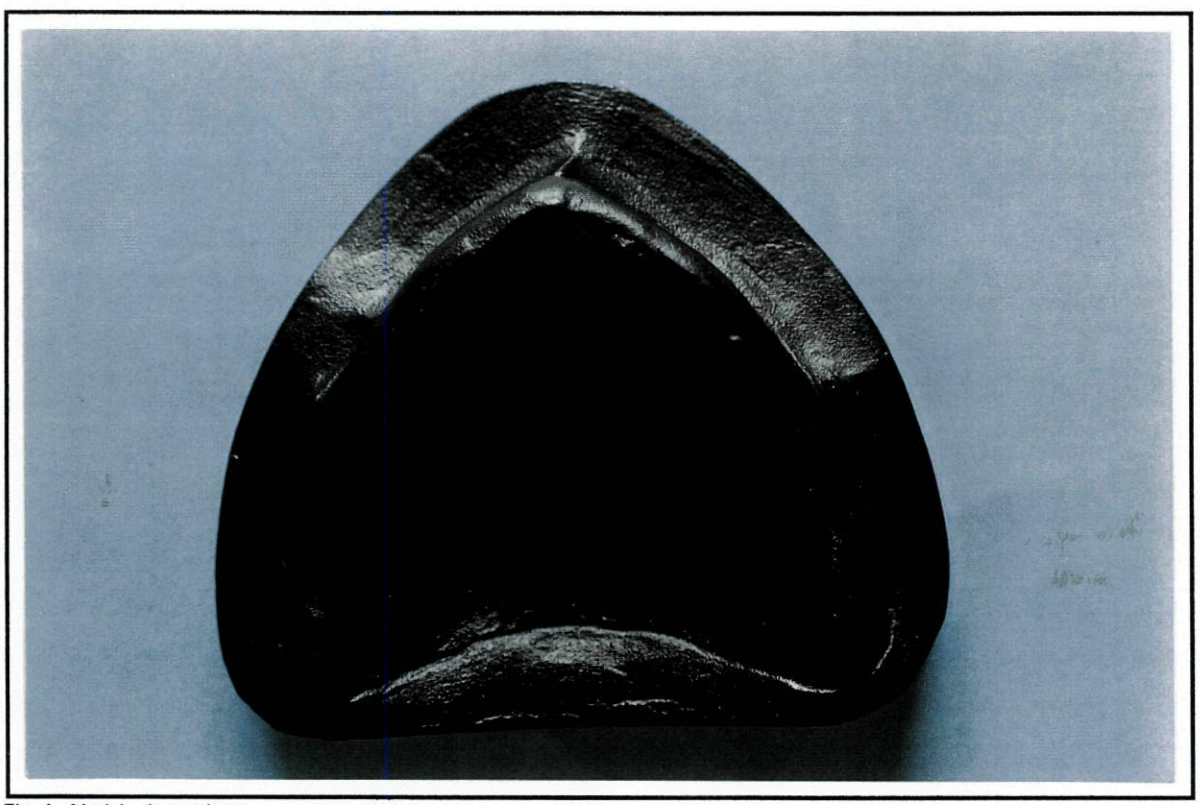


Fig. 4 - Modelo de aço inox.

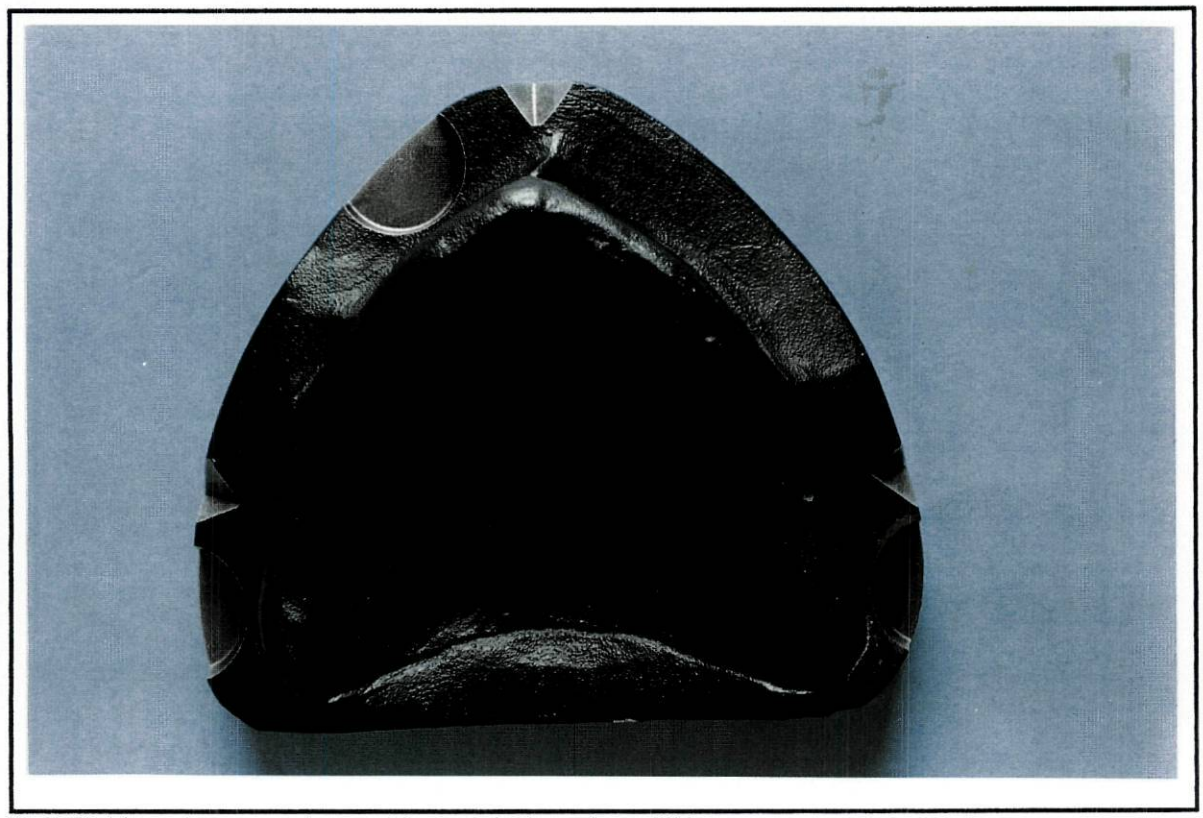


Fig. 5 - Modelo-mestre com as caixas e entalhes maquinados na área periférica.

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. 5). As "paredes" côncavas das caixas maquinaram-se com 5º de divergência para cima. As "bases" semicirculares de raio igual, situavam-se todas no mesmo plano horizontal paralelo à base do modelo. 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 (um de cada lado imediatamente adiante das caixas e outro à frente na linha média), necessários como veremos à duplicação da placa-base de cera (Fig. 5).

Assim preparado o modelo de aço além de copiar todos os detalhes do modelo de gesso original satisfazia as exigências essenciais de um modelo-mestre: exactidão, durabilidade, reprodutibilidade e estabilidade dimensional.

II.2.2 – DUPLICAÇÃO DO MODELO-MESTRE

Para a duplicação do modelo-mestre escolhemos novamente o sistema *Silistar* do qual utilizamos: 1 – duas muflas *Siliform* do tamanho mais pequeno, onde colocamos devidamente centrado o modelo-mestre; 2 – silicone de duplicação *Remasil* manipulado de acordo com as instruções do fabricante; 3 – desengordurante *Rema-solve* para diminuir a tensão superficial do molde de silicone vazio após a desinserção do modelo de aço.

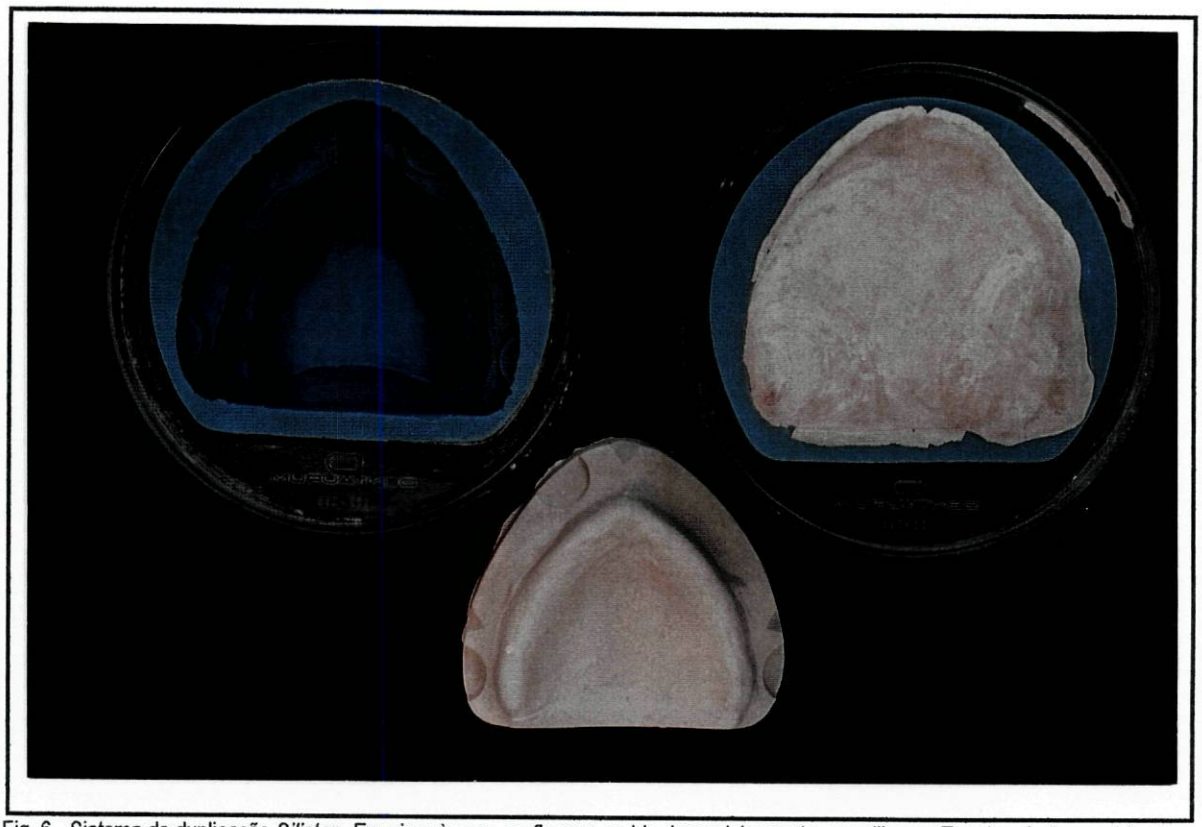


Fig. 6 - Sistema de duplicação *Silistar.* Em cima à esq - mufla com molde do modelo-mestre em silicone. Em cima à dta - molde preenchido com gesso. Em baixo - modelo de gesso duplicado do modelo-mestre.

Nos moldes de silicone assim obtidos (Fig. 6) vertemos gesso tipo IV (*Vel-Mix Stone Kerr Europe AG CH - 4051 Basel*) seguindo as instruções do fabricante na proporção do peso do pó/volume de água destilada, na temperatura da água (± 23° C), na espatulação em máquina de vácuo (*Whip-Mix, Modelo D*), no preenchimento dos moldes com auxílio de um vibrador e na conservação em humidificador à temperatura ambiente durante a polimerização do gesso. Para garantir maior precisão por cada molde de silicone foram aproveitados apenas os cinco primeiros modelos.

Com este processo obtivemos os modelos todos idênticos em gesso necessários ao trabalho experimental (Fig. 7).

II.2.3 – PLACA-BASE EM CERA DE MODELAR

No modelo-mestre confeccionámos uma placa-base (Fig. 8) 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 (Fig. 8).

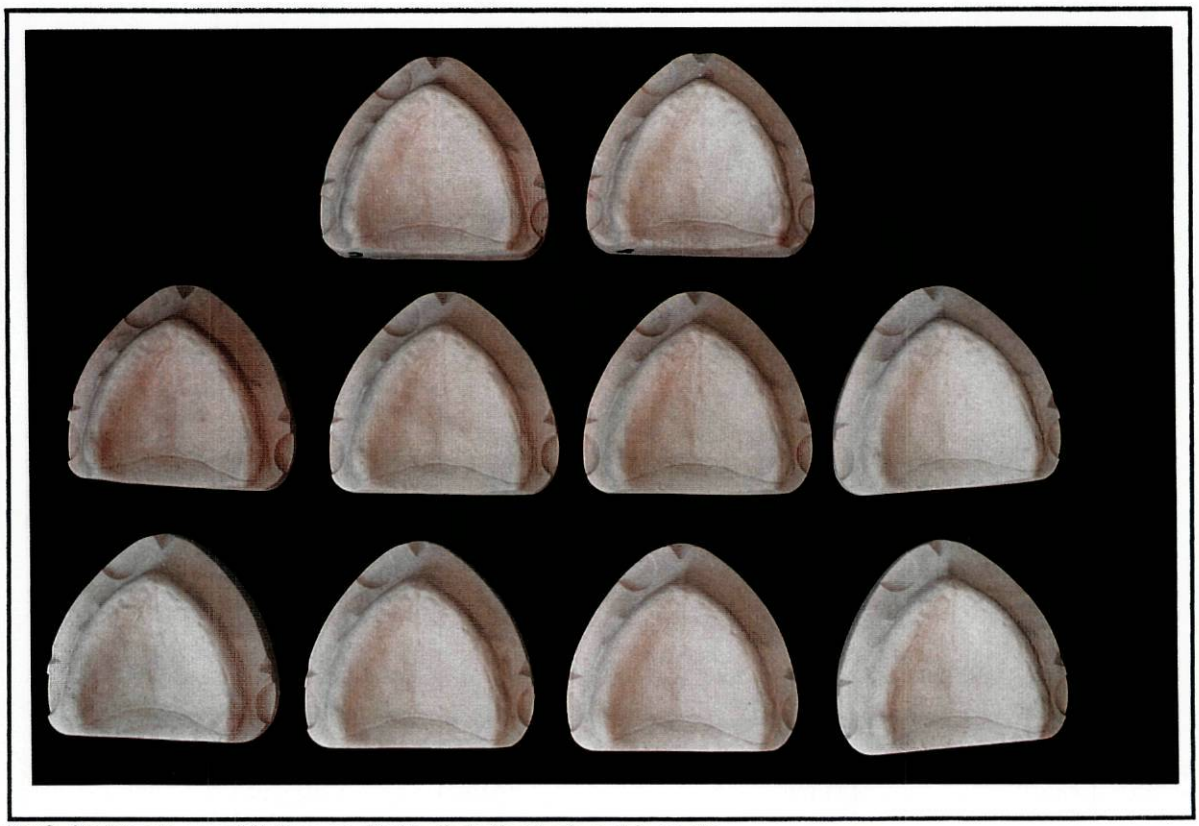


Fig. 7 - Modelos de gesso idênticos, resultantes da duplicação do modelo-mestre.

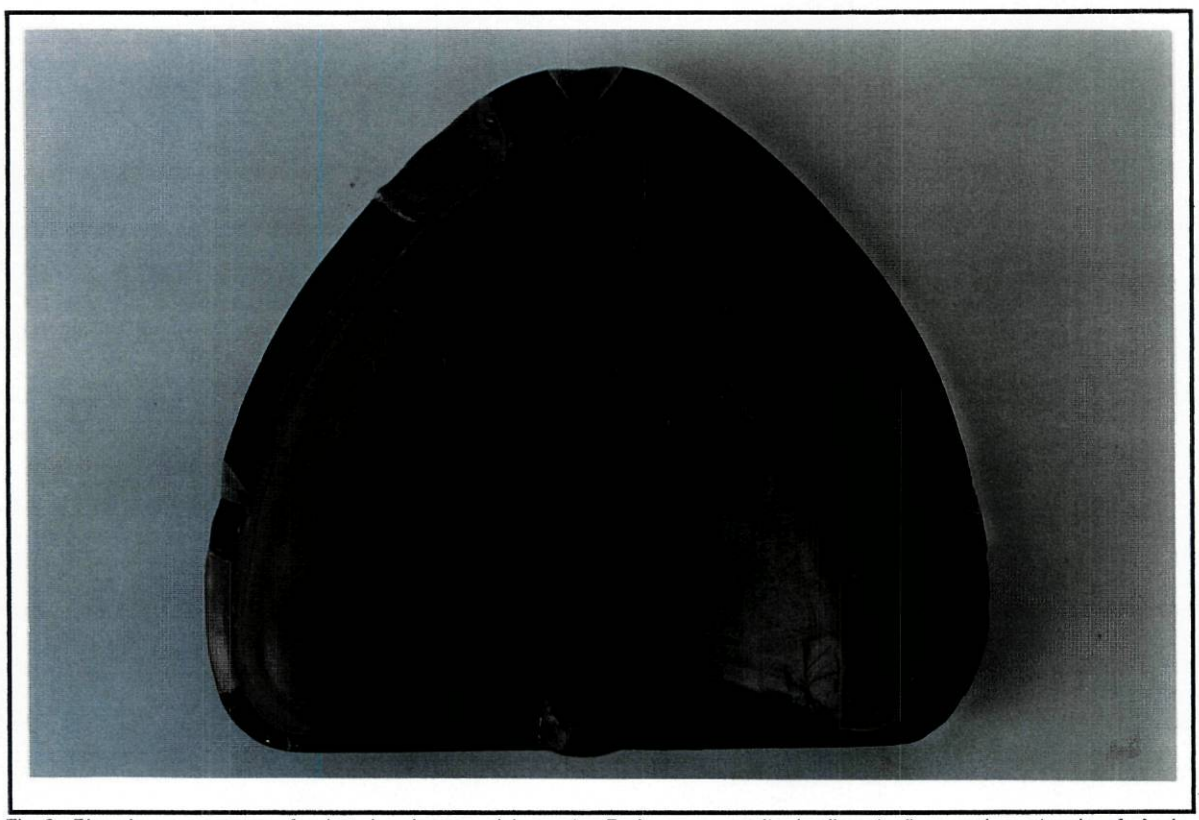


Fig. 8 - Placa-base em cera confeccionada sobre o modelo-mestre. Podem ver-se o gito de alimentação e os elementos de referência "em positivo",correspondentes às caixas do modelo-mestre.

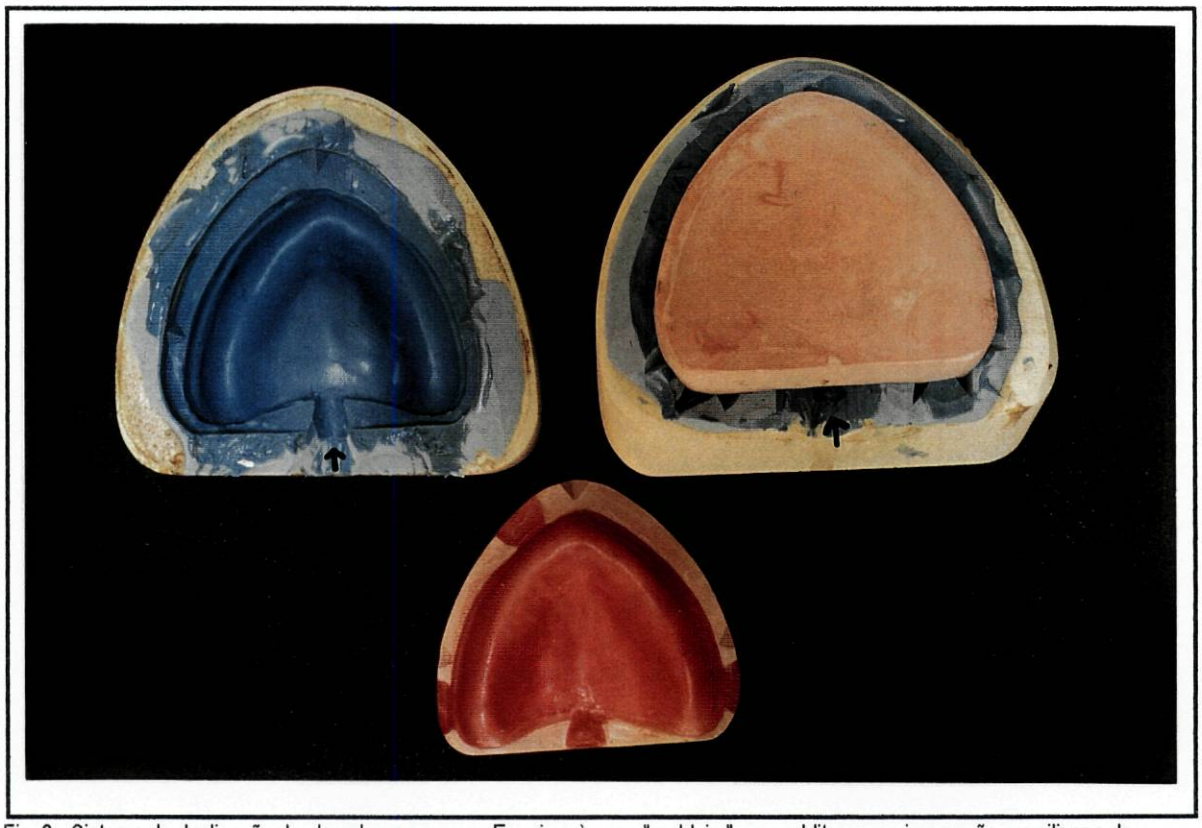


Fig. 9 - Sistema de duplicação da placa-base em cera. Em cima à esq - "moldeira" em araldite com a impressão em silicone do modelo-mestre com a placa-base em cera. Em cima à dta - modelo de gesso colocado no molde; a seta assinala o canal de alimentação. Em baixo - modelo de gesso com a duplicação da placa-base em cera.

II.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 em araldite concebida para o efeito. Obtivemos o molde necessário à duplicação da placa base de cera original (Fig. 9).

Esta moldagem reproduziu a placa-base de cera em toda a sua extensão com os pormenores acima referidos e toda a área periférica do modelo, incluindo cerca de metade da parede vertical da sua base de maneira a que as caixas e os entalhes em V ficassem totalmente registados na área de impressão do molde (Fig. 9).

Colocámos cada um dos modelos de gesso sobre o molde de silicone (Fig. 9) servindo-nos para a sua orientação dos entalhes em V. Para manter constante o seu posicionamento relativo foram utilizados pequenos grampos. 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 (*60ºC*) utilizando uma máquina injectora (*Inyector de ceras mod. G/E; Chamorro y Moreno S. A. Espanha*).

Após arrefecimento à temperatura ambiente, desinserímos 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. 10).

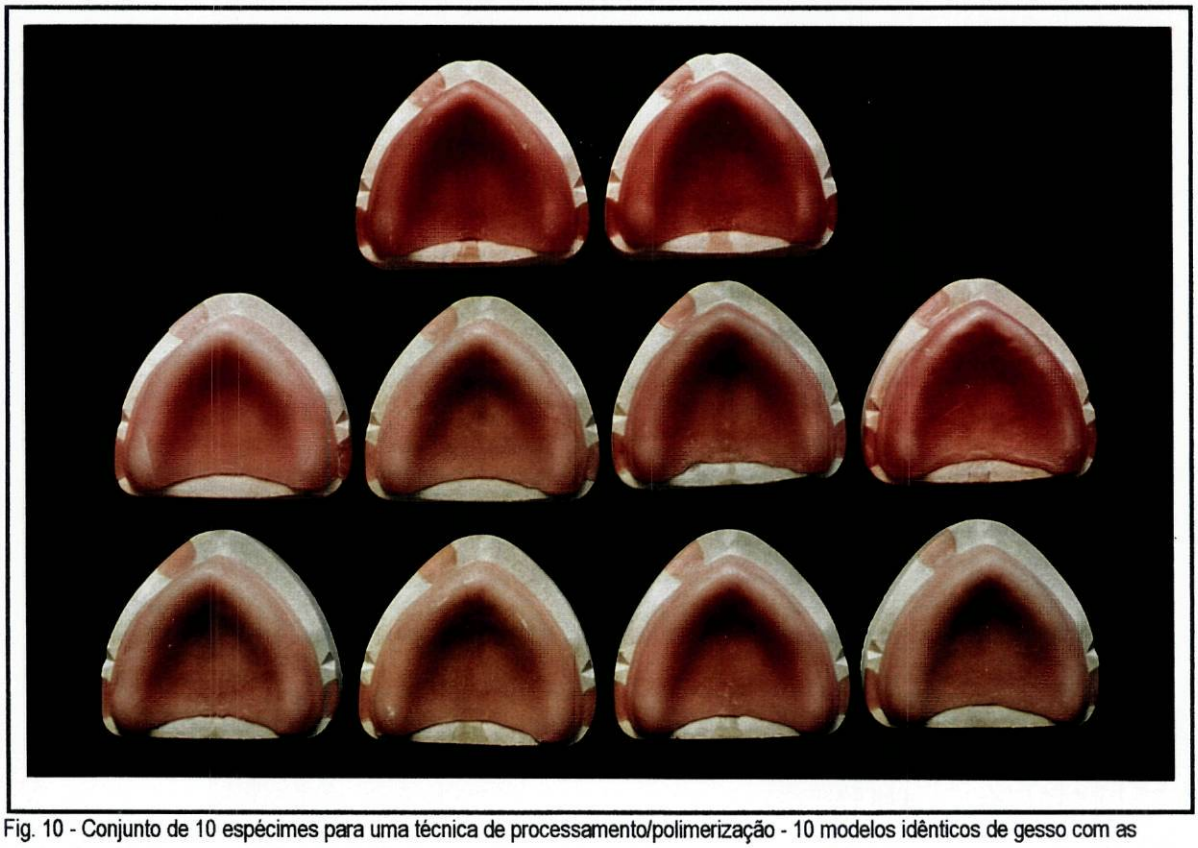


Fig. 10 - Conjunto de 10 espécimes para uma técnica de processamento/polimerização - 10 modelos idênticos de gesso com as placas-base idênticas em cera.

Uma vez preparados os espécimes estavam criadas as condições para passar à fase de experimentação.

II.3 – TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO/POLIMERIZAÇÃO

Seleccionámos cinco técnicas designadas pela letras A, B, C, D e E

II.3.1 TÉCNICA A – Termopolimerização em banho-maria de 74ºC durante 9 horas (ciclo longo).

II.3.2 TÉCNICA B – Termopolimerização em banho-maria de 100ºC durante 45 minutos (ciclo curto).

II.3.3 TÉCNICA C – Polimerização química (autopolimerização) a temperatura ambiente (18 - 25ºC) durante 30 minutos.

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

II.3.5 TÉCNICA E – Termopolimerização em banho-maria de 100ºC durante 35 minutos, com injecção de resina sob pressão constante.

Em cada uma delas utilizámos 10 espécimes totalizando 50 exemplares modelo/base.

II.4 – CONFORMAÇÃO

II.4.1 – CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICAS A e B

TÉCNICA A

Resina..... *Probase Hot.*

Polimerização..... calor húmido.

Temperatura..... 74ºC.

Tempo..... 9 horas.

Arrefecimento..... 30 minutos ao ar mais 15 minutos em água fria.

TÉCNICA B

Resina..... *Probase Hot.*

Polimerização..... calor húmido.

Temperatura..... água à temperatura ambiente aquecida até 100ºC.

Tempo..... tempo de aquecimento mais 45 minutos em ebulição.

Arrefecimento..... 30 minutos ao ar mais 15 minutos em água fria.

II.4.1.1 – INCLUSÃO EM MUFLA

Utilizámos muflas metálicas convencionais (*Reco Dental*), tendo o cuidado de verificar a adaptação perfeita entre as duas partes.

Antes da inclusão mergulhámos o modelo e a placa-base em água de gesso por alguns minutos. Depois de seco isolámos o modelo com meio separador (*Super-Sep, Kerr Manufacturing Co, Romulus, Mich.).*

Vaselinámos a parte inferior de cada mufla.

Como meio de inclusão utilizámos gesso Paris misturado com o volume de água destilada correspondente ao seu peso, em espatuladora mecânica de vácuo. A mistura de gesso foi colocada na mufla. Centrámos o modelo mantendo o "plano oclusal" aproximadamente paralelo à base da mufla. Preenchidas as deficiências e retirados os excessos, alisámos o gesso à volta do modelo de maneira a unir o bordo superior da base do modelo com o bordo da mufla (Fig. 11).

Tivemos a preocupação de colocar os modelos nas muflas sempre na mesma posição.

Depois de seco o gesso de inclusão isolámos todas as superfícies da metade inferior da mufla com meio separador, sem tocar a cera.

Colocámos a metade superior da mufla em posição sobre a metade inferior e verificámos a adaptação para confirmar que não havia restos de gesso entre as duas partes. Tendo o cuidado de as manter bem unidas colocámos a mufla sobre um vibrador em funcionamento e prenchêmo-la com gesso Paris.

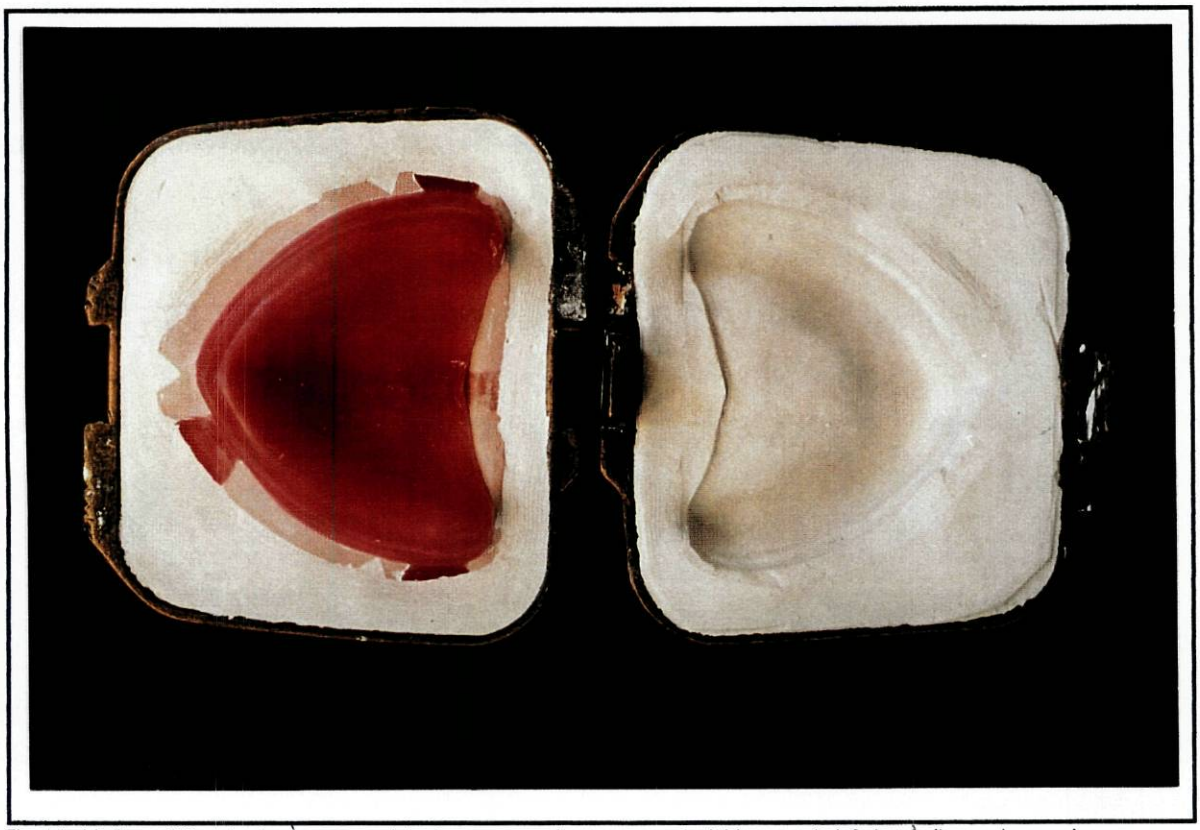


Fig. 11 - Mufla metálica aberta. À esq - modelo de gesso com base em cera incluido na parte inferior. À dta - parte superior.

Adaptámos-lhe a tampa com leves pancadas certificando-nos que a mufla estava completamente cheia. Numa prensa hidráulica sujeitámo-la a uma ligeira pressão suficiente apenas para impedir que a expansão do gesso separasse as duas partes. Retirámos os excessos e deixámos que o gesso polimerizasse antes de procedermos à eliminação da cera.

II.4.1.2 – ELIMINAÇÃO DA CERA

Para eliminar a cera esta foi previamente amolecida mergulhando as muflas num recipiente com água a ferver durante 5 minutos. Após a abertura com auxílio de uma faca de gesso retirámos os restos de cera. Para completar o processo de limpeza lavámos cada uma das metades da mufla, primeiro com água a ferver misturada com um detergente doméstico vulgar (1 colher de sopa para meio litro de água) e a seguir com água limpa para eliminar vestígios do detergente.

II.4.1.3 – ISOLAMENTO

Depois das muflas escaldadas mas já suficientemente frias para se poderem manusear, isolámos os modelos e todo o gesso de revestimento das duas metades com a aplicação a pincel de duas camadas finas de isolante (*Separating Fluid - Ivoclair*). Deixámos secar.

II.4.1.4 – PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA.

Seguimos rigorosamente as instruções do fabricante.

A proporção pó/líquido para cada placa-base foi de 13.5 g de polímero / 6 ml de monómero. O pó foi pesado numa balança electrónica (*Mettler MT - UMT*).

Num recipiente de vidro limpo e seco usando uma espátula de aço inox misturámos o pó e o líquido até obtermos uma massa homogénea. Tapámos o recipiente hermeticamente e deixámos repousar a mistura durante 3 a 10 minutos à temperatura ambiente. Ao fim deste tempo a mistura adquiria uma consistência pastosa mas não aderente aos dedos, estando pronta para ser facilmente retirada. A partir deste momento tínhamos ainda cerca de 25 minutos de tempo de trabalho.

Durante a manipulação usámos luvas para não contaminar a resina.

II.4.1.5 – PRENSAGEM

Retirada a massa acrílica do recipiente demos-lhe a forma adequada ao modelo e colocámo-la em excesso na mufla. Sobre a resina aplicámos uma folha de polietileno. Adaptámos as duas metades da mufla e procedemos a uma primeira prensagem.

Abrimos a mufla e retirámos o polietileno e os excessos de acrílico.

Voltámos a adaptar as duas metades com cuidado e levámo-la novamente à prensa onde a submetemos a uma pressão de 80 bar. Verificámos a inexistência de excessos de acrílico.

Para manter a pressão as muflas foram colocadas numa prensa móvel – brida.

II.4.1.6 – POLIMERIZAÇÃO

A polimerização foi efectuada no mesmo aparelho em ambas as técnicas (A e B) – *panela de polimerização EWL 5518 (KaVo Elektrotechniches Werk, Wangener Straβe 78,D - 7970 Leutkirch im Allgbau 1, Bundesrepublik Deutschland).* Esta panela é programável para vários ciclos de polimerização em banho-maria.

II.4.1.6.1 – CICLO LONGO

Depois de enchermos o tanque com água à temperatura ambiente, seleccionámos o programa, regulámos o termostato a 74ºC e ligámos o aparelho. Uma vez atingida e estabilizada a temperatura desejada sinalizada por lâmpada piloto, submergimos as muflas no tanque de polimerização e fechámos a tampa para melhorar o isolamento.

Nove horas depois desligámos o aparelho, retirámos as muflas e deixámo-las arrefecer ao ar durante 30 minutos, após o que as mergulhámos em água fria durante 15 minutos.

II.4.1.6.2 – CICLO CURTO

Nesta técnica as muflas foram submersas na água ainda fria.

Uma vez seleccionado o programa ligámos o aparelho com o termostato regulado a 100ºC. Deixámos ferver durante 45 minutos e em seguida retirámos as muflas. O processo de arrefecimento foi igual ao descrito para a técnica A.

II.4.2 – CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICA C

Resina..... *Probase Cold.*

Polimerização..... química.

Temperatura..... ambiente (18 - 25ºC).

Tempo..... 30 minutos.

Arrefecimento..... 30 minutos ao ar mais 15 minutos em água fria.

Nesta técnica os procedimentos 1 (INCLUSÃO EM MUFLA), 2 (ELIMINAÇÃO DE CERA), 3 (ISOLAMENTO) e 5 (PRENSAGEM) foram exactamente iguais aos utilizados nas técnicas A e B.

II.4.2.4 – PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA

Relativamente à técnica anteriormente descrita há a salientar as seguintes diferenças:

- proporção pó/líquido = 13.3 g de polímero / 6 ml de monómero;
- repouso à temperatura ambiente = 3 a 4 minutos;
- tempo de trabalho à temperatura ambiente ≅ 2 minutos.

II.4.2.6 – POLIMERIZAÇÃO

A polimerização efectuou-se durante 30 minutos à temperatura ambiente mantendo as muflas em bridas sob pressão constante. Depois de retiradas das bridas permaneceram durante 30 minutos à temperatura ambiente e 15 minutos em água fria.

II.4.3 – CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICA D

Resina..... *Probase Hot.*

Polimerização..... calor seco - micro-ondas.

Potência..... 90 W.

Tempo..... 20 minutos.

Arrefecimento..... 30 minutos ao ar mais 15 minutos em água fria.

Para a polimerização com micro-ondas utilizámos muflas em plástico (Fig. 12) fabricadas pela firma *Tevicom (Braga, Portugal)*, semelhantes às descritas por Kimura[115] em 1984 (*FRP flask - Fiberglass Reinforced Plastics*). Diferem destas essencialmente nos parafusos de união que são metálicos e não de policarbonato.

Têm forma triangular e são constituídas por três partes: uma base, um corpo intermédio e uma tampa. Em cada vértice do triângulo existe uma rosca metálica destinada a introduzir um parafuso de união. Após a prensagem as peças da mufla são mantidas em posição apertando o conjunto dos 3 parafusos.

Para isolar as cabeças dos parafusos metálicos da irradiação do micro-ondas utilizam-se três cápsulas feitas no mesmo material da mufla.

Os procedimentos 1 (INCLUSÃO EM MUFLA), 2 (ELIMINAÇÃO DE CERA), 3 (ISOLAMENTO) e 4 (PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA) foram exactamente iguais aos utilizados nas técnicas A e B.

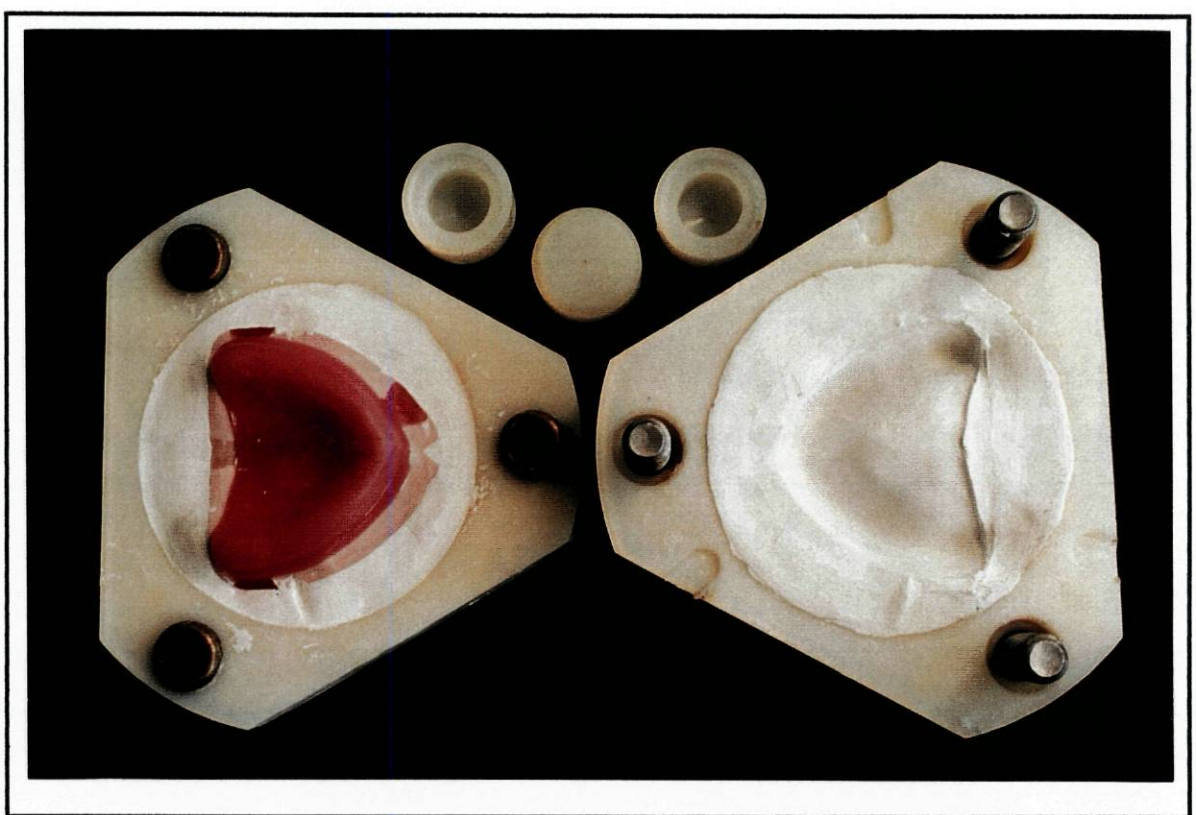


Fig. 12 - Mufla de plástico aberta após a inclusão. A tampa não é visível. À esq - modelo de gesso com base em cera incluido na base da mufla. À dta - corpo intermédio com parafusos metálicos. Em cima - cápsulas isolantes das cabeças dos parafusos.

II.4.3.5 – PRENSAGEM

Relativamente aos métodos anteriores a prensagem difere em dois pormenores:

- entre o pistão da prensa hidráulica e a tampa da mufla interpôs-se uma placa de aço com 1 cm de espessura, do o mesmo tamanho e forma da tampa, com a finalidade de distribuir uniformemente a força exercida pela prensa.

- não-utilização de bridas dado que a pressão era mantida pelos parafusos.

II.4.3.6 – POLIMERIZAÇÃO

Utilizámos o forno microondas *Bosch HMT 812 A* com prato rotativo.

Regulámos a potência a 90 W e o tempo a 20 minutos.

Polimerizámos uma mufla de cada vez. Colocada no centro do prato giratório na posição vertical não foi invertida durante o ciclo de polimerização. Retirada do forno a mufla era exposta ao ar durante 30 minutos e mergulhada em água fria nos 15 minutos seguintes.

II.4.4 – CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO CONTÍNUA: TÉCNICA E

Resina.....	*Sr Ivocap.*
Polimerização.....	Calor húmido.
Temperatura.....	100ºC.
Tempo.....	35 minutos.
Arrefecimento.....	20 minutos em água fria, logo após a polimerização.

II.4.4.1 – INCLUSÃO EM MUFLA

Utilizámos muflas com forma e isolamento térmico particulares do sistema *SR Ivocap* (Fig. 13).

Nesta fase seguimos os mesmos passos já descritos para as técnicas A e B. Contudo, antes de colocarmos a metade superior da mufla sobre a inferior foi necessário acrescentar à placa-base um gito de cera (Fig. 13) desde o meio do seu bordo posterior até ao funil de injecção da mufla. Após a eliminação da cera ficámos com um canal de alimentação que permitiu a injecção da resina no espaço da placa-base (câmara de polimerização).

Os procedimentos 2 (ELIMINAÇÃO DA CERA) e 3 (ISOLAMENTO) foram iguais aos já descritos.

II.4.4.4 – PRENSAGEM.

Depois de adaptadas as duas partes a mufla foi colocada numa brida. Esta era dotada de uma mola (Fig. 14) destinada a manter a pressão de 3 toneladas exercida por uma prensa hidráulica a que ambas (mufla e brida) foram submetidas. A prensagem fez-se previamente à preparação do acrílico.

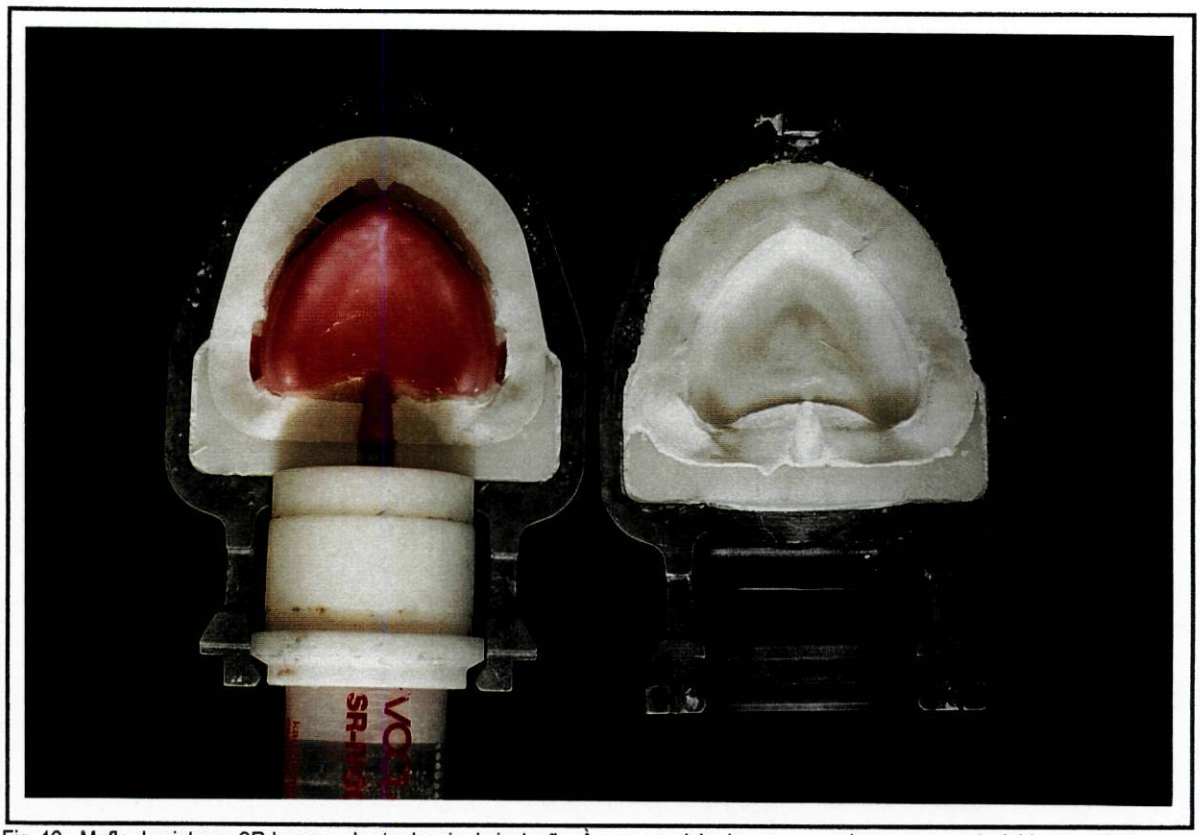


Fig. 13 - Mufla do sistema SR Ivocap, aberta depois da inclusão. À esq - modelo de gesso com base em cera incluido na metade inferior; pode ver-se o gito de alimentação e o modo como se faz a ligação à cápsula que contém a resina. À dta - parte superior.

II.4.4.5 – PREPARAÇÃO DO ACRÍLICO PARA INJECÇÃO

A proporção pó/líquido (1/1.1 em volume) está pré-doseadas – a resina é fornecida em cápsulas que contêm o pó e o líquido em compartimentos separados.

Após a mistura feita num vibrador (*Cap Vibrator*) durante cinco minutos, a massa acrílica estava pronta para ser injectada. Colocámos a cápsula no funil de admissão da mufla. A injecção foi desencadeada por um sistema de ar comprimido que pressionou (pressão = 6 bar) o pistão duma máquina injectora sobre a base da cápsula durante 5 minutos, introduzindo a resina na câmara de polimerização (Fig. 14).

II.4.4.6 - POLIMERIZAÇÃO

Para dar início à polimerização mergulhámos a brida com a respectiva mufla num tanque de polimerização (*Kottermann*) com água a 100ºC durante 35 minutos, sem desligar o sistema de injecção – injecção contínua. Para não permitir a polimerização da resina na cápsula antes de ser injectada, o nível da água não pôde ultrapassar uma marca existente na brida (Fig. 14).

Após o porcessamento o sistema foi arrefecido em água fria durante 20 minutos e a mufla retirada da brida 10 minutos depois.

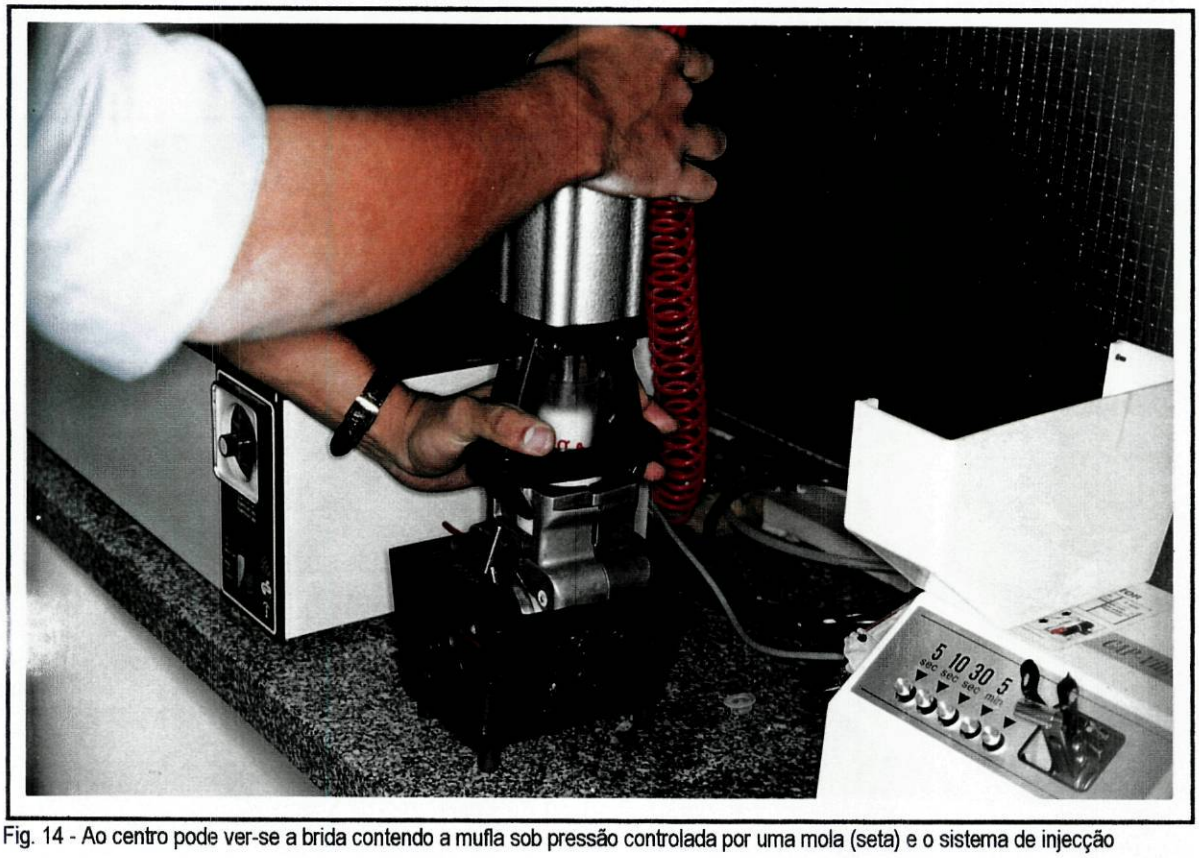


Fig. 14 - Ao centro pode ver-se a brida contendo a mufla sob pressão controlada por uma mola (seta) e o sistema de injecção acoplado à base. A marca vermelha da brida indica o nível de imersão. À dta - vibrador. À esq - tanque de polimerização.

II.5 - 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.

A recuperação integral dos modelos de gesso com as respectivas placas-base foi facilitada pela ausência de dentes.

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.

Uma vez separados os modelos e as placas-base eram sujeitos a uma inspecção rigorosa. Todos os exemplares cujos defeitos (fracturas, bolhas e outros) interferissem com a integridade das superfícies de adaptação ou com as caixas e os apêndices, eram rejeitados e substituídos por outros cujo processamento obedecia à mesma técnica.

Depois de recuperados os modelos eram numerados de 1 a 10 e conservados em ambiente com temperatura (20 ± 1° C) e humidade (60 %) controladas, no laboratório onde estava instalada a Máquina de Medir por Coordenadas Computadorizada (MMCC).

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. 15) em correspondência com os respectivos modelos,

mergulhadas num recipiente com água destilada e conservadas no laboratório da MMCC até à sua medição.

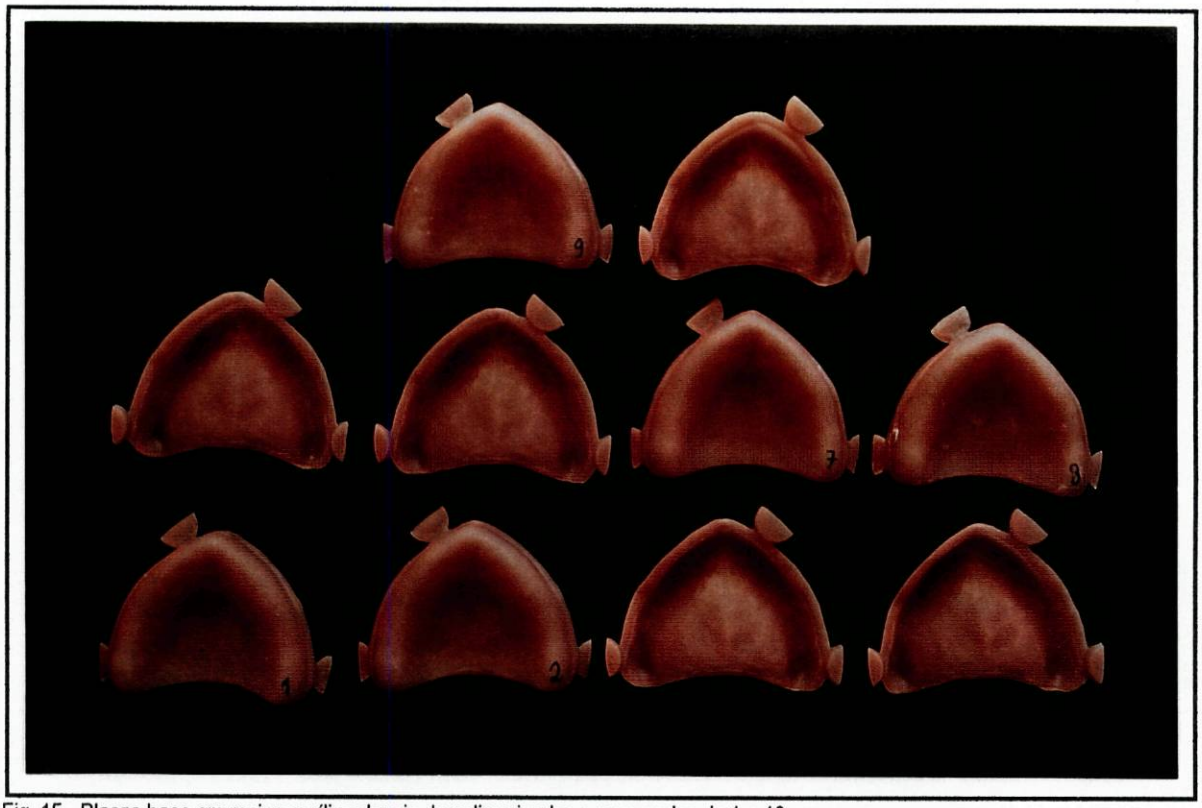


Fig. 15 - Placas-base em resina acrílica depois de polimerizadas e numeradas de 1 a 10.

II.6 – PROCESSO DE MEDIÇÃO E SUAS IMPLICAÇÕES.

As alterações dimensionais das placas-base foram medidas numa MMCC (*DEA, mod. IOTA 0102, ITÁLIA; Sistema Operativo - RT 11; Software HELP*) (Fig. 16), cujo funcionamento já foi descrito na página 91.

A adopção deste processo e a sua estandardização obrigou-nos a criar condições para que os modelos de gesso e as respectivas placas-base pudessem ser referenciadas à máquina de medir sempre na mesma posição. Lembramos que no modelo mestre foram maquinadas três caixas para a definição do plano horizontal e do eixo transversal. Os modelos de gesso réplicas do modelo-mestre tinham exactamente as mesmas caixas. Cada placa base processada em cada um dos modelos de gesso tinha três apêndices, correspondentes "em positivo" às caixas.

A máquina foi programada para medir sequências de pontos homólogos em cada modelo e respectiva placa base de que resultaram perfis "sobreponíveis".



Fig. 16 - Máquina de Medir por Coordenada Computadorizada (MMCC). Ao centro pode ver-se a sonda que faz a medição por contacto.

II.6.1 – MEDIÇÃO DOS MODELOS E DAS PLACAS-BASE

A ordem de medição foi igual para todos os espécimes das cinco técnicas. Após o processamento eram medidos 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.

II.6.1.1 – MEDIÇÃO DO MODELO

Para medir o modelo (Fig. 17) 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 manualmente 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 atribuido o valor 0 para as coordenadas X e Y. À base da caixa era atribuido 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.

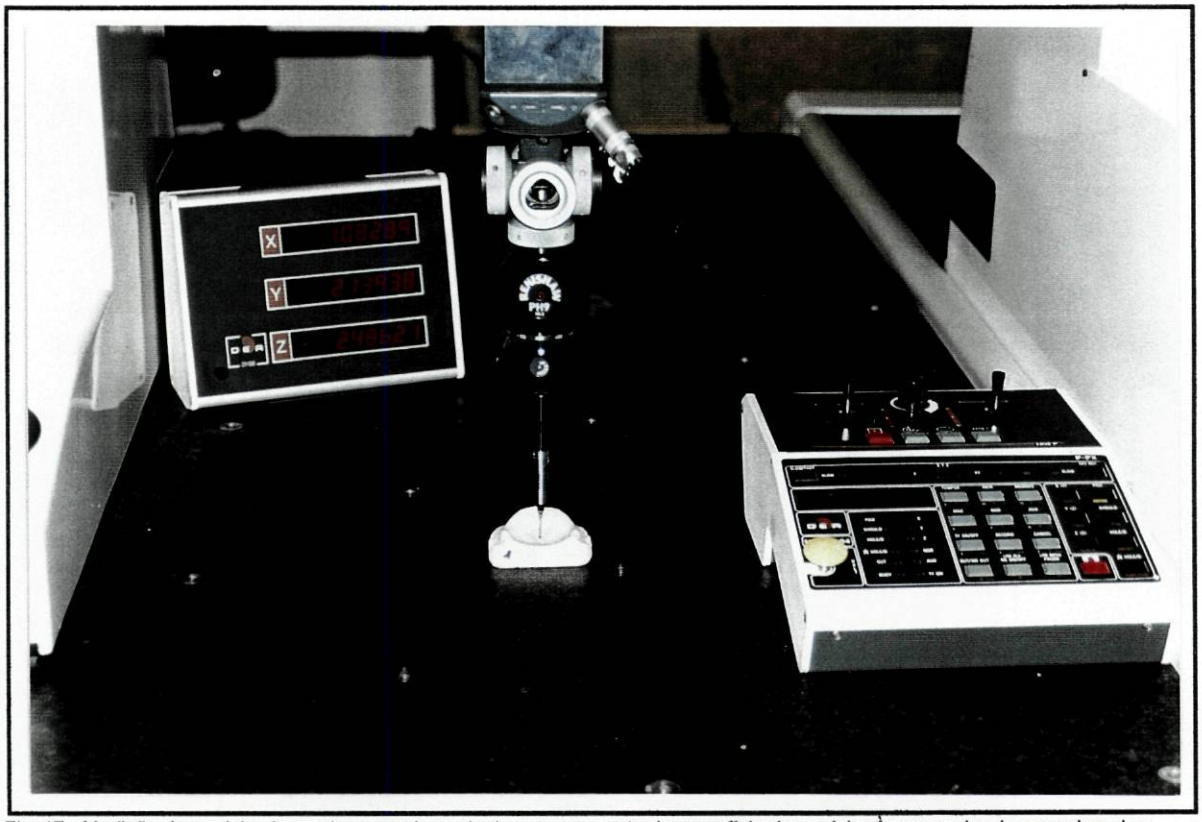


Fig. 17 - Medição do modelo. Ao centro a sonda contacta com um ponto da superfície do modelo. À esq - valor das coordenadas x, y, e z desse ponto. À dta - comandos da MMCC

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 coordenada 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.

Seleccionámos 4 perfis para medição: 3 transversais (PT1, PT2 e PT3) paralelos e distanciados entre si de

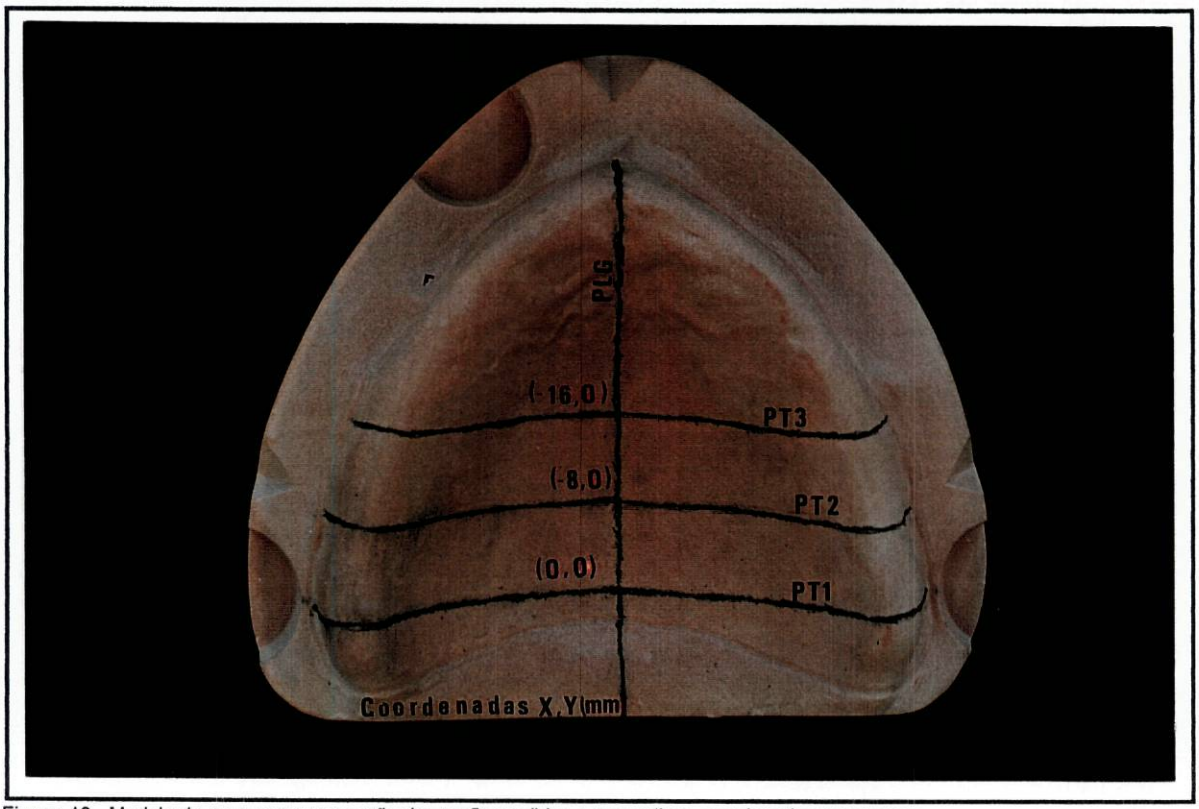


Figura. 18 - Modelo de gesso com marcação dos perfis medidos e respectivas coordenadas x,y em mm.

8 mm e 1 longitudinal (PLG) perpendicular aos anteriores. As coordenadas X e Y de cada perfil estão assinaladas na Fig. 18.

O rubi do apalpador da MMCC fez o contacto sequencial e automático de 213 pontos para o PT1, 65 pontos para o PT2, 57 pontos para 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.

II.6.1.2 – MEDIÇÃO DA PLACA-BASE

Para medir a placa-base (Fig. 19) 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* (Fig 19). 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. 20) 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. 21). Foi com base nestes gráficos que medimos a deformação das placas-base em relação aos modelos onde foram polimerizadas.

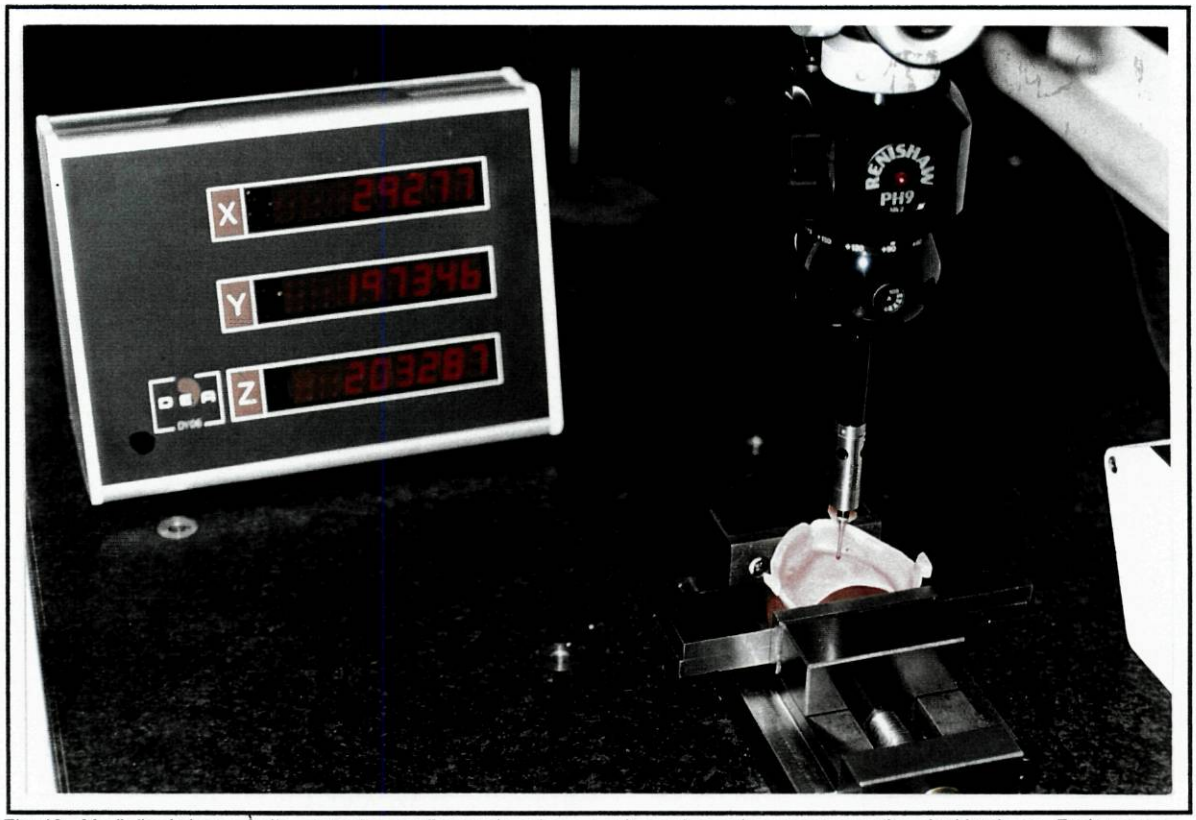


Fig. 19 - Medição da base. À dta - suporte para fixar a placa-base e cabeça da sonda com o respectivo sinal luminoso. Pode ver-se com nitidez o rubi a contactar a superfície da base. À esq - valor das coordenadas do ponto contactado.

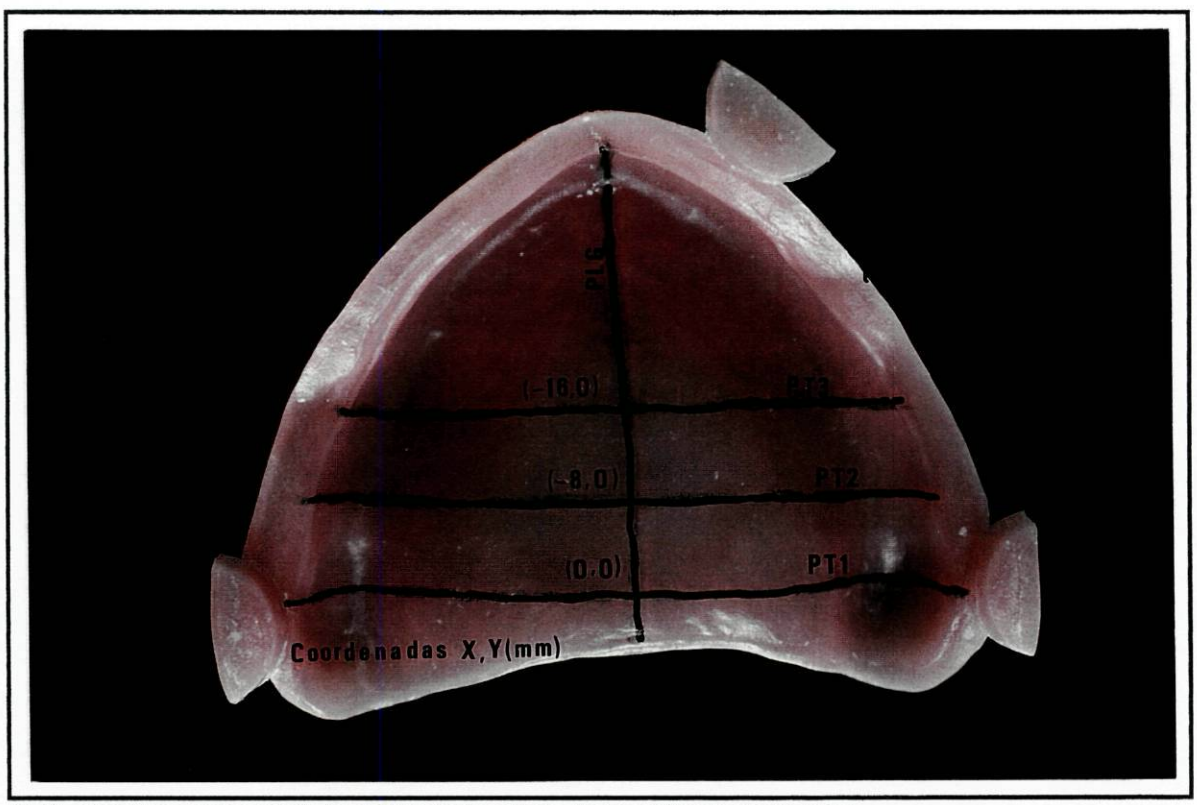
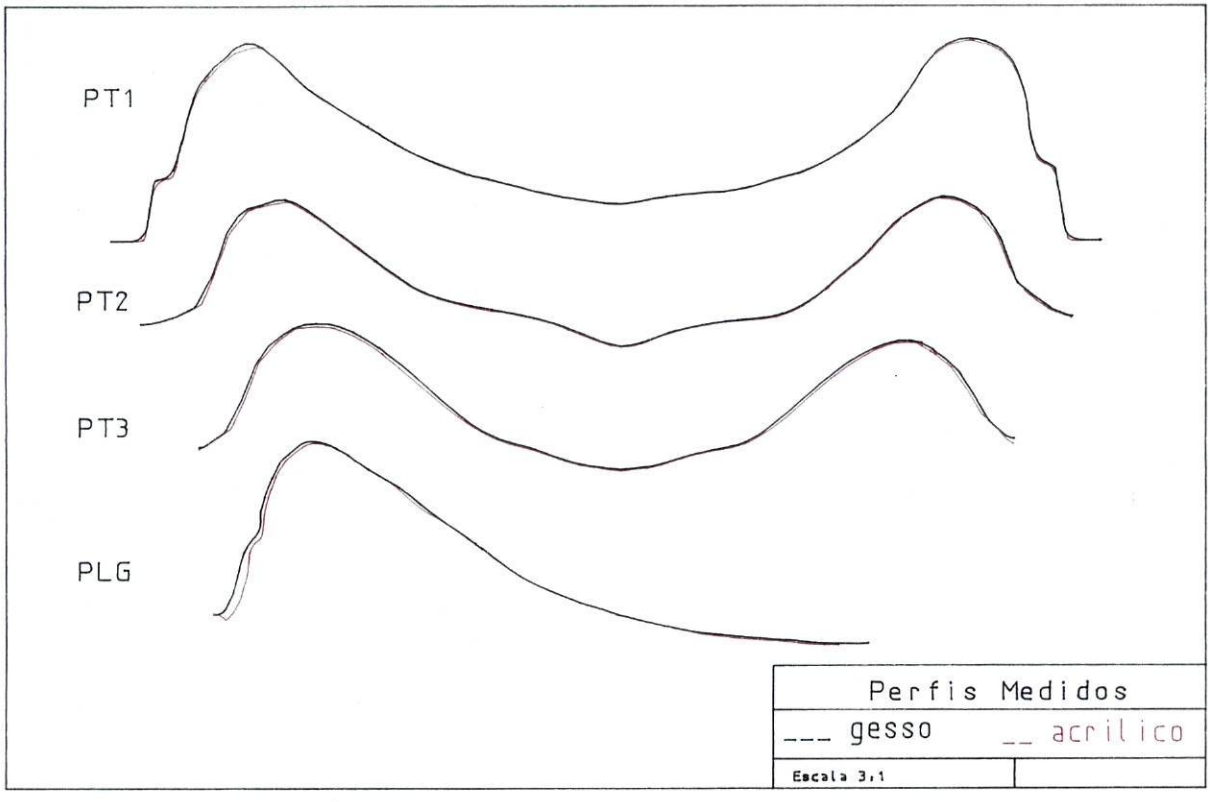


Fig. 20 - Placa-base com marcação dos perfis medidos e respectivas coordenadas x e y em mm.



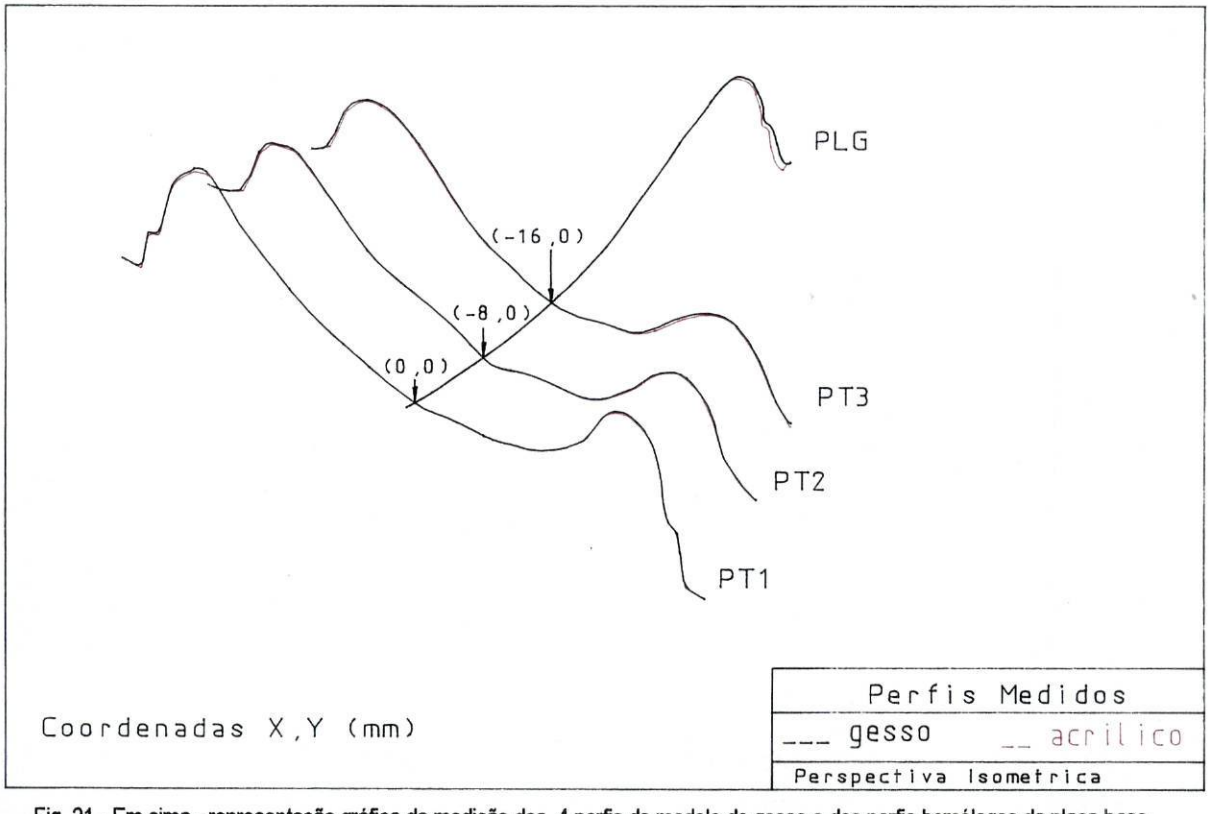


Fig. 21 - Em cima - representação gráfica da medição dos 4 perfis do modelo de gesso e dos perfis homólogos da placa-base correspondente (PT1 - perfil transversal 1, PT2 - perfil transversal 2, PT3 - perfil trasversal 3, PLG - perfil longitudinal). Em baixo - Os mesmos perfis vistos em perspectiva; entre parentesis - coordenadas x e y dos pontos assinalados .

II.7 – AFERIÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO

Antes de iniciarmos a medição dos modelos de gesso e bases de resina acrílica, espécimes do nosso estudo, decidimos avaliar a reprodutibilidade do sistema utilizado. Foram efectuadas no modelo-mestre cinco medições de cada um dos quatro perfis seleccionados em cinco dias consecutivos pelo mesmo operador. Dado tratar-se do mesmo modelo e sendo o processo de medição automático, a única coordenada que poderia variar significativamente nas diferentes medições dos diversos pontos de cada perfil seria a coordenada Z; foram os valores de Z que utilizámos para comparar as 5 medições (Tabela I e Fig. 22).

Tabela I: Médias das medições em μm da coordenada Z dos pontos dos quatro perfis do modelo-mestre

Medição	PT1 Média	PT2 Média	PT3 Média	PLG Média
1ª	6810	7419	9150	11482
2ª	6802	7411	9144	11481
3ª	6803	7414	9147	11480
4ª	6804	7414	9147	11484
5ª	6801	7409	9142	11477

PT1 - perfil transversal 1, PT2 - perfil transversal 2, PT3 - perfil transversal 3, PLG - perfil longitudinal.
ANOVA: $F = 0$; $p > 0.9999$ (reprodutibilidade total).

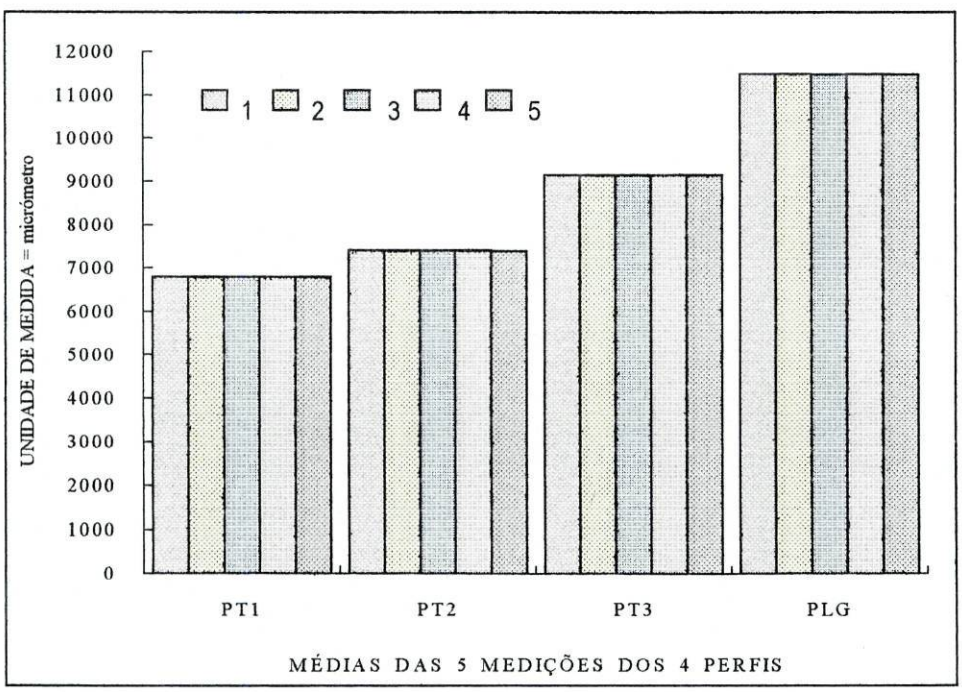


Fig. 22 - Gráfico das médias das 5 medições dos 4 perfis do modelo mestre.
PT1 - prefil transversal 1, PT2 - perfil transversal 2, PT3 - perfil transversal 3, PLG - perfil longitudinal.

II.8 – MEDIÇÃO DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS – DEFORMAÇÃO

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

Para podermos analisar a localização da deformação dividimos cada um dos três perfis transversais em cinco segmentos numerados de 1 a 5 e o perfil longitudinal em quatro segmentos numerados de 1 a 4, tendo como critério a anatomia topográfica do modelo. Na Fig. 23, podem ver-se os segmentos em que foi dividido cada um dos perfis e as coordenadas dos limites dessa divisão.

A solução de continuidade verificada entre os segmentos 1 e 2 de PT1 deve-se ao facto de o rubi da sonda utilizada ter um diâmetro que o impedia de penetrar na área de menor raio da curvatura existente nesta região da base acrílica.

Entre os limites extremos da divisão de cada perfil e de cada segmento 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 consideravamos estar perante uma expansão atribuindo-lhe um sinal (+). No caso contrário diziamos 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*), por segmento.

A deformação relativa de um perfil ou de um segmento foi calculada dividindo a deformação total pelo respectivo comprimento - mm^2/cm.

Em cada cm (10 mm) de comprimento de perfil ou segmento havia em média uma área de discrepância de *x* 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 da deformação de todos os segmentos de todos os perfis;
- deformação de cada perfil: somatório da deformação de todos os segmentos de cada perfil;
- deformação relativa: razão entre a deformação de um segmento ou perfil e o seu comprimento;
- sentido da deformação: expansão ou contracção.

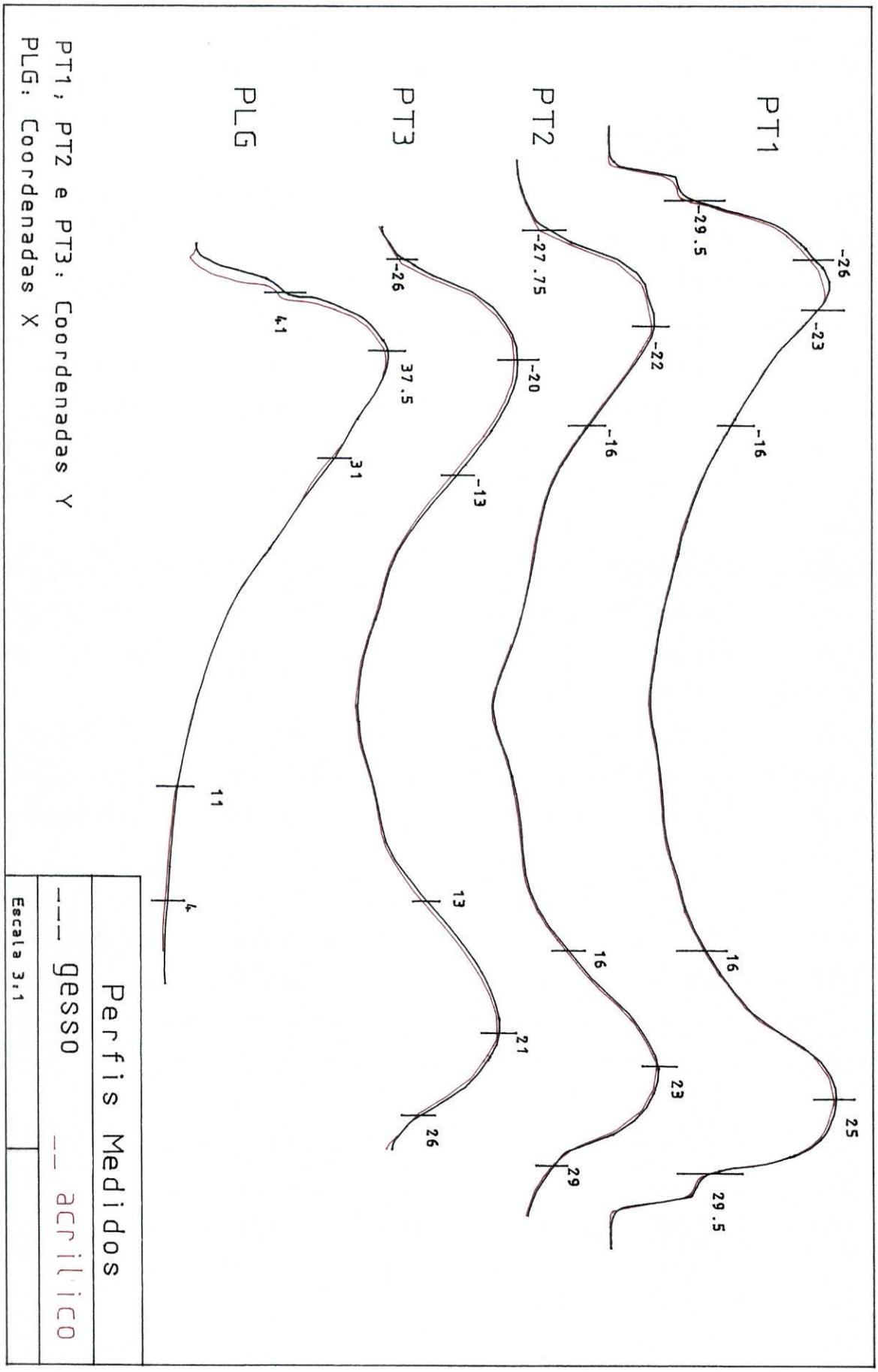


FIG. 23 - Representação gráfica dos segmentos em que foi dividido cada um dos 4 perfis e coordenadas dos pontos limite de cada segmento.

II.9 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

As quatro 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 mm^2 ou deformação relativa medida em mm^2/cm), em função de um factor qualitativo com várias classes (as cinco técnicas de polimerização ou a localização dos quatro perfis e respectivos segmentos). 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* que "a priori" é verdadeira até que a análise demonstre o contrário. Se a análise estatística não sustentar a validade da *hipótese nula* com um nível de probabilidade de erro menor que 5% ($p<0,05$), esta é rejeitada com um nível de significância expresso pelo valor de p.

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 ou localização dos perfis e segmentos). A análise consiste em demonstrar que ao concluirmos que havia diferenças nas deformações observadas entre as técnicas, perfis ou segmentos (*rejeição da hipótese nula*), cometíamos um erro menor do que 5% ($p<0,05$).

II.9.1 - TESTE ESTATÍSTICO

Para resolver este problema recorremos à Análise da Variância que representamos pela sigla ANOVA (ANalisys Of VAriance). Este teste compara de uma só vez a variabilidade entre as classes do factor independente (*variabilidade interclasse*, por exemplo intertécnicas) com a variabilidade observada dentro de cada classe (*variabilidade intraclasse*). Quando a variabilidade interclasse é significativamente superior à variabilidade intraclasse, as classes (técnicas, perfis e segmentos) 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.

II.9.2 - MÉTODOS GRÁFICOS

Na nossa análise fizemos comparações simultâneas de várias médias, e usamos 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, entre perfis ou entre segmentos de perfil (Fig. 24).

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

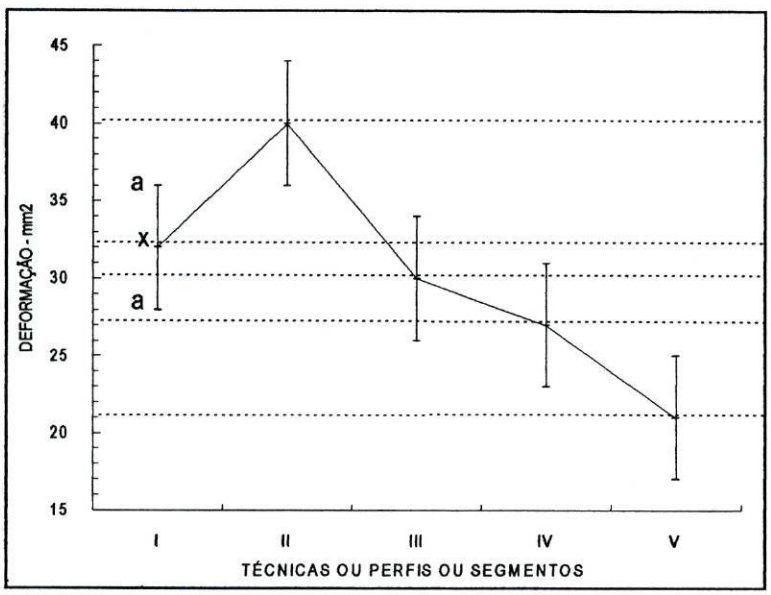


Fig. 24 - Exemplo do tipo de gráfico utilizado.

Em cada gráfico, as linhas verticais (I, II, III, IV e V) correspondem a uma variável independente – técnica ou perfil ou segmento.

Nessas linhas estão representados a média da amostra (x) e os limites do intervalo de confiança (a). Para saber se existe (ou não) diferença significativa entre os valores de duas técnicas, dois perfis ou dois segmentos, basta verificar se o valor da média de um deles está (ou não) dentro do I. C. daquele com que se quer comparar.

Neste exemplo, entre os valores de I e II há uma diferença estatisticamente significativa; entre os valores de III e IV não há diferença estatisticamente significativa.

III – RESULTADOS

A apresentação dos resultados foi organizada em 4 subcapítulos:

III.1 - Resultados do estudo comparativo da deformação global entre técnicas e da deformação por perfil [perfil transversal 1 (PT1), perfil transversal 2 (PT2), perfil transversal 3 (PT3) e perfil longitudinal (PLG)] entre técnicas.

III.2 - Resultado do estudo comparativo da deformação relativa entre os perfis transversais, por técnica.

III.3 - Resultado do estudo comparativo da deformação relativa entre os segmentos dos perfis transversais, por técnica.

III.4 - Resultado do estudo comparativo de deformação relativa entre os segmentos do perfil longitudinal, por técnica.

Sendo:

Deformação global - somatório dos valores absolutos das áreas de afastamento medidas em mm^2, existentes entre os 4 perfis do modelo de gesso e os perfis homólogos da respectiva placa-base.

Deformação do perfil - área de afastamento medida em mm^2 , existente entre cada um dos 4 perfis do modelo de gesso e o perfil homólogo da respectiva placa-base.

Deformação relativa do perfil - razão entre a deformação do perfil medida em mm^2 e o comprimento do mesmo medido em cm (mm^2/cm).

Deformação relativa do segmento de perfil - razão entre a deformação do segmento de perfil, medida em mm^2 e o comprimento do mesmo medido em cm (mm^2/cm).

III.1 – ESTUDO COMPARATIVO ENTRE TÉCNICAS

III.1.1 – DEFORMAÇÃO GLOBAL MÉDIA

Tabela I. Deformação global média (mm^2) em função da técnica de polimerização

Técnica	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
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: $F = 12.1$; $p < 0.0001$

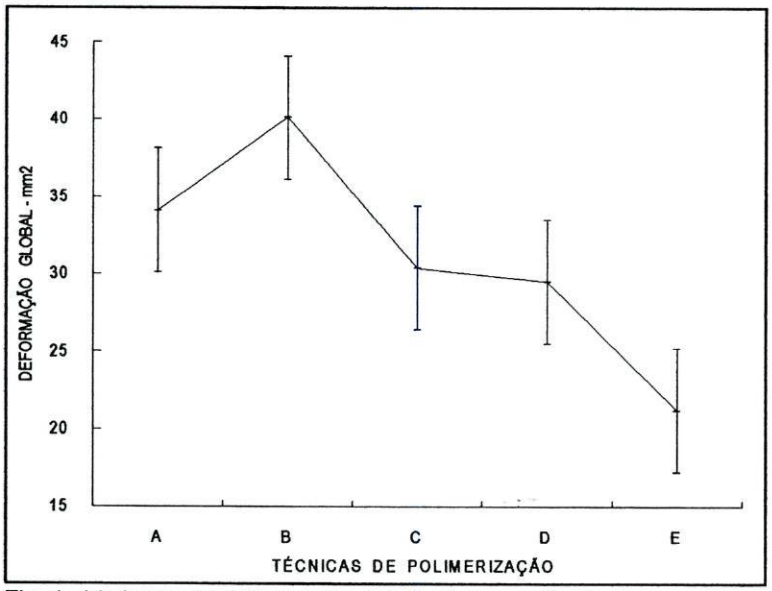


Fig. 1 - Variação da deformação global média por técnica (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

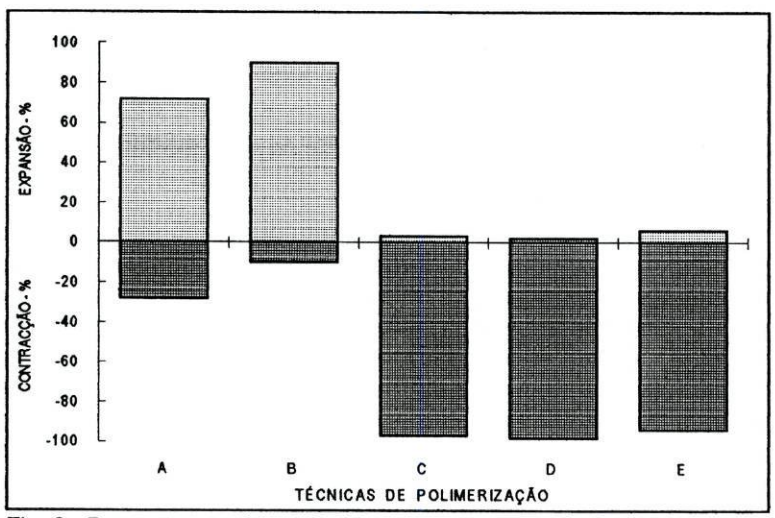


Fig. 2 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por técnica

Tabela II - 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 medidos. Colunas 4 e 5 - valores calculados

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

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 I e Fig. 1).

Tendo em conta os valores da deformação global, as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1ª E; 2as D/C; 3as C/A ; 4ª B (Tabela I e Fig. 1).

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 I e Fig. 2)

III.1.2 – DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA - (PT1)

Tabela III - Deformação média do perfil transversal 1 em função da técnica de polimerização.

Técnica	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
A	11.1	9.4 - 12.9	79 - 21
B	17.6	15.9 - 19.4	99 - 1
C	6.7	5.0 - 8.5	9 - 91
D	6.5	4.8 - 8.2	3 - 97
E	3.8	2.1 - 5.5	11 - 89

ANOVA: $F = 34$; $p < 0.0001$

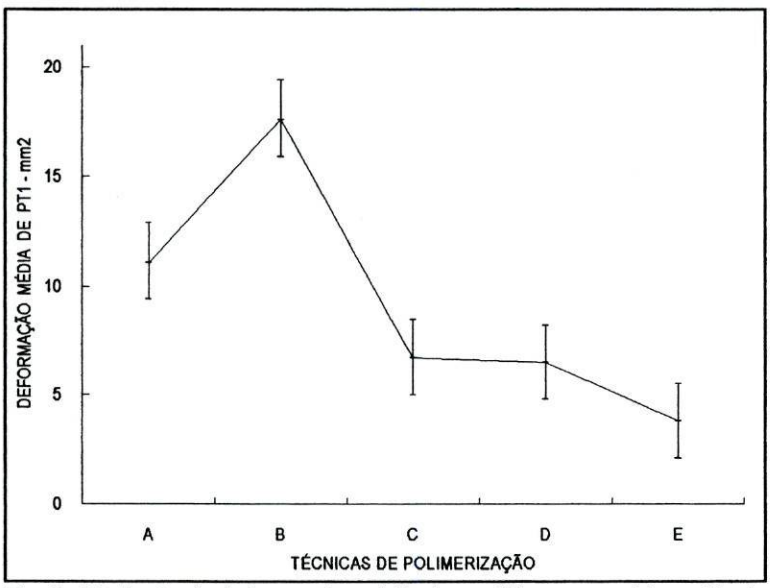


Fig. 3 - Variação da deformação média do perfil transversal 1 por técnica. (Média, I. C. 95%, Análise da Variância).

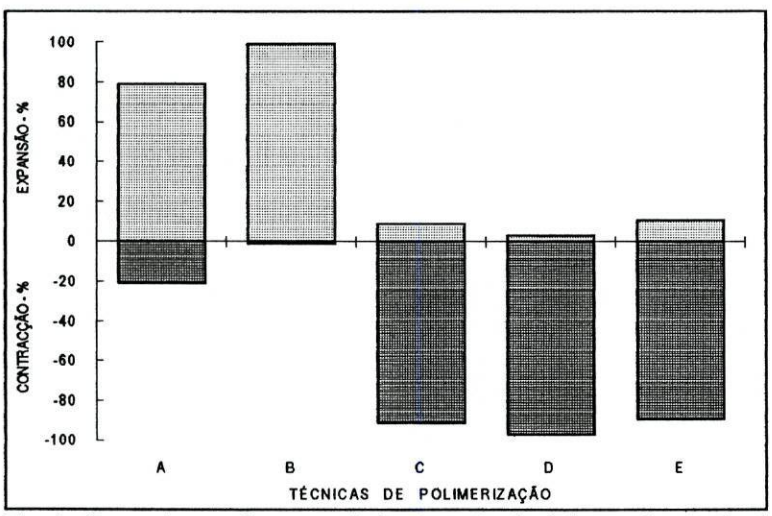


Fig. 4 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por técnica.

Tabela IV - Valores relacionados com a deformação verificada no perfil transversal 1 em função da técnica de polimerização.

Técnica	média da área de deformação em mm^2	média do comp. do perfil transv. 1 em cm	deformação por cada cm de comp. em mm^2/cm	média da distância entre perfis em mm
A	11,1	7,3	1,5	0,15
B	17,6	7,3	2,4	0,24
C	6,7	7,3	0,9	0,09
D	6,5	7,3	0,9	0,09
E	3,8	7,3	0,5	0,05

Colunas 2 e 3 - valores medidos. Colunas 4 e 5 - valores calculados

1 .Os valores da deformação média para o PT1 são pequenos, excepto para a técnica B. Variam entre um máximo de 17,6 mm^2 para a técnica B e um mínimo de 3,8 mm^2 para a técnica E.

O comprimento médio de PT1 em que foi medida a área da deformação é de 7,3 cm.

A média da distância entre a base e o modelo é de 0,24 mm para a técnica B e 0,05 mm para a técnica E. As técnicas C e D, com valores quase coincidentes, aproximam-se mais da técnica E, enquanto que a técnica A apresenta valores equidistantes das técnicas B e E (Tabela IV).

2. Há diferenças estatisticamente significativas entre os valores da técnica E (menor deformação) e os da técnica B (maior deformação). É também significativa a diferença entre cada uma destas e as restantes técnicas (Tabela III e Fig. 3).

Segundo valores crescentes de deformação, a nível do PT1, as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1ª E; 2as D/C; 3ª A ; 4ª B (Tabela III e Fig. 3).

3. Nas técnicas A e B, que apresentam valores mais elevados de deformação, esta é essencialmente de caracter expansivo, enquanto nas técnicas C, D e E a deformação é feita principalmente à custa da contracção. À semelhança do referido na DEFORMAÇÃO GLOBAL MÉDIA, estes sentidos da deformação (expansão *versus* contracção) acentuam as diferenças entre os resultados obtidos nas várias técnicas (Tabela III e Fig. 4).

III.1.3 – DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA (PT2).

Tabela V - Deformação média do perfil transversal 2 em função da técnica de polimerização

Técnica	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
A	9.0	7.8 -10.3	75 - 25
B	10.8	9.6 -12.1	91 - 9
C	8.4	7.2 - 9.6	2 - 98
D	7.9	6.7 - 9.2	0 - 100
E	5.3	4.1 - 6.6	2 - 98

ANOVA: $F = 10.5$; $p < 0.0001$

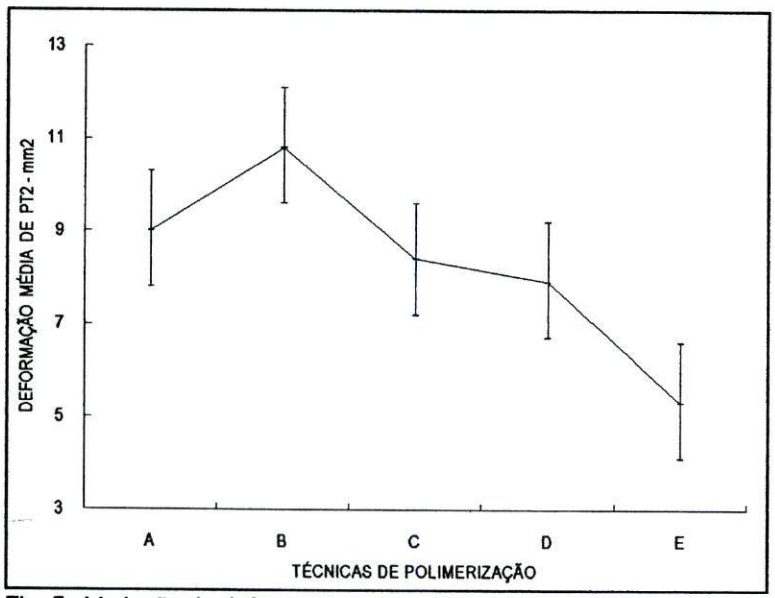


Fig. 5 - Variação da deformação média do perfil transversal 2 por técnica (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

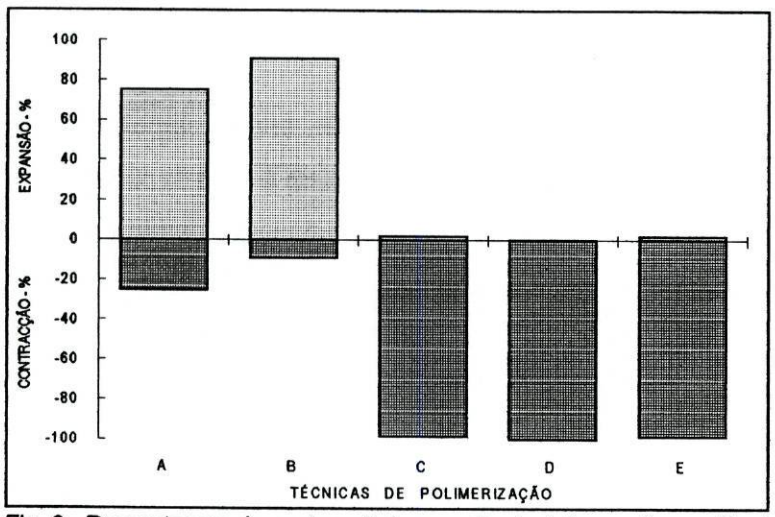


Fig. 6 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por técnica

Tabela VI - Valores relacionados com a deformação verificada no perfil transversal 2 em função da técnica de polimerização.

Técnica	média da área de deformação em mm^2	média do comp. do perfil transv. 2 em cm	deformação por cada cm de comp. em mm^2/cm	média da distância entre perfis em mm
A	9,0	6,9	1,3	0,13
B	10,8	6,9	1,6	0,16
C	8,4	6,9	1,2	0,12
D	7,9	6,9	1,1	0,11
E	5,3	6,9	0,8	0,08

Colunas 2 e 3 - valores medidos. Colunas 4 e 5 - valores calculados

1. Os valores de deformação média para o PT2 são pequenos para todas as técnicas. Variam entre um máximo de 10,8 mm^2 para a técnica B e um mínimo de 5,3 mm^2 para a técnica E.

O comprimento médio de PT2 em que foi medida a área de deformação é de 6,9 cm.

A média da distância entre a base acrílica e o modelo de gesso é de 0,16 mm para a técnica B e 0,08 mm para a técnica E. As técnicas A, C e D, apresentam valores intermédios (Tabela VI).

2. Há diferenças estatisticamente significativas entre os valores da técnica E (menor deformação) e os da técnica B (maior deformação). É também significativa a diferença entre cada uma destas e as restantes técnicas (Tabela V e Fig. 5).

Tendo em conta os valores crescentes de deformação, no PT2 as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1ª E; 2as D/C/A; 3ª B (Tabela V e Fig. 5).

3. Nas técnicas A e B, que apresentam valores mais elevados de deformação, esta é essencialmente de carácter expansivo, enquanto nas técnicas C, D e E a deformação é quase totalmente contractiva. À semelhança do referido na DEFORMAÇÃO GLOBAL MÉDIA, estes sentidos da deformação (expansão *versus* contracção) contribuem para acentuar as diferenças entre os resultados obtidos nas várias técnicas (Tabela V e Fig. 6).

III.1.4 – DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA (PT3)

Tabela VII - Deformação média do perfil transversal 3 em função da técnica de polimerização

Técnica	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
A	7.2	6.3 - 8.0	58 - 42
B	6.1	5.3 - 6.9	62 - 38
C	10.9	10.1 -11.8	0 - 100
D	10.5	9.7 -11.3	0 - 100
E	8.3	7.5 - 9.2	0 - 100

ANOVA: $F = 25.6$; $p < 0.005$

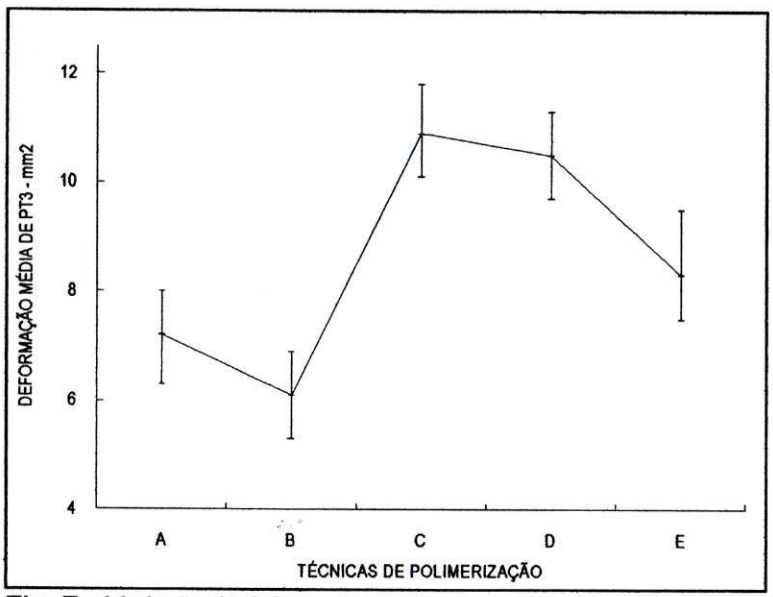


Fig. 7 - Variação da deformação média do perfil transversal 3 por técnica (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

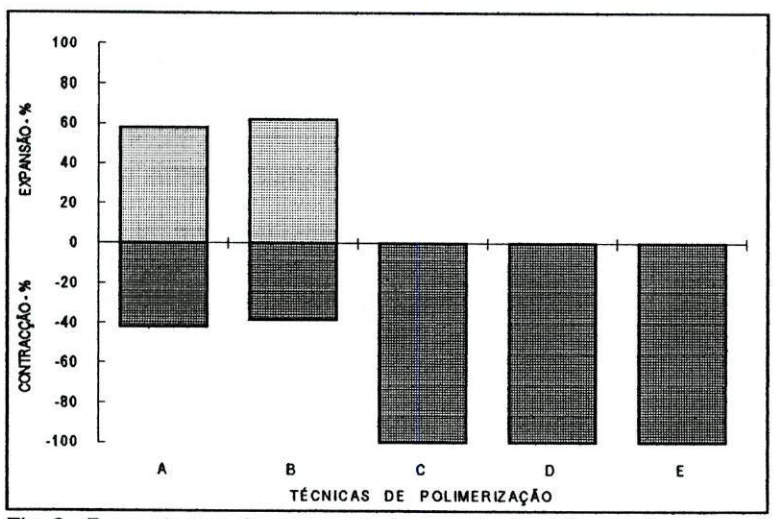


Fig. 8 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por técnica

Tabela VIII - Valores relacionados com a deformação verificada no perfil transversal 3 em função da técnica de polimerização.

TÉCNICA	média da área de deformação em mm^2	média do comp. do perfil transv. 3 em cm	deformação por cada cm de comp. em mm^2/cm	média da distância entre perfis em mm
A	7,2	6,3	1,1	0,11
B	6,1	6,3	1,0	0,10
C	10,9	6,3	1,7	0,17
D	10,5	6,3	1,7	0,17
E	8,3	6,3	1,3	0,13

Colunas 2 e 3 - valores medidos. Colunas 4 e 5 - valores calculados

1. Os valores de deformação média para o PT3 são pequenos para todas as técnicas. Variam entre um máximo de 10,9 mm^2 para a técnica C e um mínimo de 6,1 mm^2 para a técnica B.

O comprimento médio de PT3 em que foi medida a área de deformação é de 6,3 cm.

A média da distância entre a base acrílica e o modelo de gesso é de 0,17 mm para a técnica C e D e 0,10 mm para a técnica B. As técnicas A, e E, apresentam valores intermédios (Tabela VIII).

2. Há diferenças estatisticamente significativas entre os valores da técnica B (menor deformação) e os das técnicas C e D (maior deformação). É também significativa a diferença entre cada uma destas e as outras duas técnicas (Tabela VII e Fig.7).

Segundo valores crescentes de deformação, no PT3 as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1ª B; 2ª A ; 3ª E; 4ªs D/C (Tabela VII e Fig.7).

3. Nas técnicas A e B a deformação é predominantemente de carácter expansivo, enquanto que nas técnicas C, D e E a deformação é totalmente contractiva. Estes sentidos da deformação (expansão *versus* contracção) contribuem para acentuar as diferenças entre técnicas. Mas, ao contrário dos resultados obtidos no estudo da deformação global e dos demais perfis, no PT3 as bases em que predomina o processo expansivo (técnicas A e B) são as menos deformadas enquanto que as bases em que predomina um sentido contractivo (técnicas C, D e E) são as que mais se deformam (Tabela VII e Fig. 8).

III.1.5 – DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA (PLG)

Tabela IX - Deformação média do perfil longitudinal em função da técnica de polimerização

Técnica	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
A	6.8	5.8 - 7.7	70 - 30
B	5.6	4.6 - 6.5	67 - 33
C	4.3	3.4 - 5.3	2 - 98
D	4.6	3.6 - 5.5	9 - 91
E	3.8	2.8 - 4.8	19 - 81

ANOVA: $F = 6.1$; $p < 0.005$

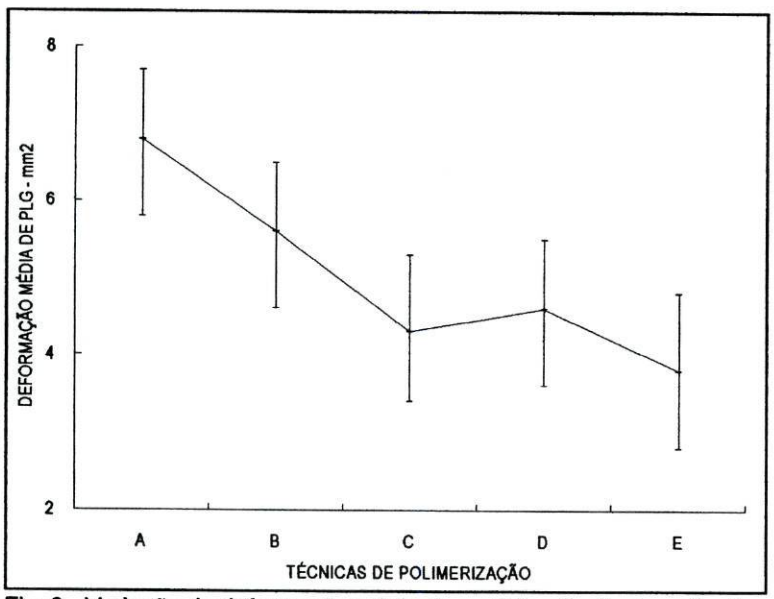


Fig. 9 - Variação da deformação média do perfil longitudinal por técnica (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

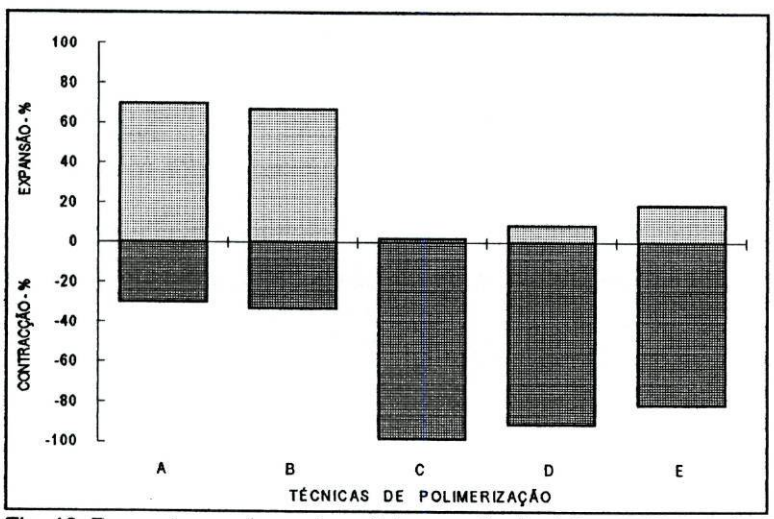


Fig. 10. Percentagem de contracção/expansão da deformação por técnica

Tabela X - Valores relacionados com a deformação verificada no perfil longitudinal em função da técnica de polimerização.

Técnica	média da área de deformação em mm^2	média do comp do perfil longitudinal em cm	deformação por cada cm de comp. em mm^2/cm	média da distância entre perfis em mm
A	6,8	4,4	1,5	0,15
B	5,6	4,5	1,3	0,13
C	4,3	4,4	1,0	0,10
D	4,6	4,4	1,0	0,10
E	3,8	4,5	0,9	0.09

Colunas 2 e 3 - valores medidos. Colunas 4 e 5 - valores calculados

1. Os valores de deformação média para o PLG são pequenos para todas as técnicas. Variam entre um máximo de 6,8 mm^2 para a técnica A e um mínimo de 3,8 mm^2 para a técnica E.

O comprimento médio de PLG em que foi medida a área de deformação é de 4,4 cm.

A média da distância entre a base acrílica e o modelo de gesso é de de 0,15 mm para a técnica A e 0,09 mm para a técnica E. As técnicas C e D com valores quase coincidentes, aproximam-se mais da técnica E, enquanto que a técnica B apresenta um valor intermédio (Tabela X).

2. Há diferenças estatisticamente significativas entre os valores da técnica A (maior deformação) e os das técnicas C, D e E (menor deformação). É também significativa a diferença entre a técnica B e cada uma das restantes (Tabela IX e Fig. 9).

Tendo em conta valores crescentes de deformação do PLG, as técnicas podem ordenar-se do seguinte modo: 1as E/C/D; 2^{a} B; 3^{a} A (Tabela IX e Fig. 9).

3 - Nas técnicas A e B, que apresentam valores mais elevados de deformação, esta é essencialmente de caracter expansivo, enquanto nas técnicas C, D e E a deformação é feita principalmente à custa da contracção. À semelhança do referido na DEFORMAÇÃO GLOBAL MÉDIA, estes sentidos da deformação (expansão *versus* contracção) contribuem para acentuar as diferenças entre os resultados obtidos nas várias técnicas (Tabela IX e Fig. 10).

III.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS PERFIS TRANSVERSAIS EM CADA TÉCNICA

III.2.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS PERFIS TRANSVERSAIS NA TÉCNICA A

Tabela XI - Deformação relativa média dos perfis transversais na técnica A

Perfil Transv.	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
PT1	1.53	1.18 -1.87	79 - 21
PT2	1.31	0.96 -1.66	75 - 25
PT3	1.14	0.79 -1.45	58 - 42

ANOVA : F = 1.49; p = 0.24 (n s)

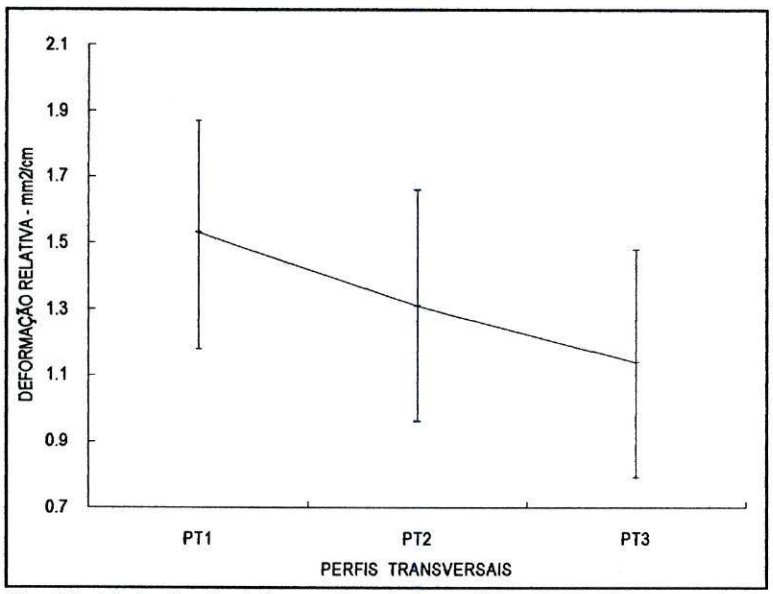


Fig. 11 - Variação da deformação relativa média dos perfis transversais na técnica A (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

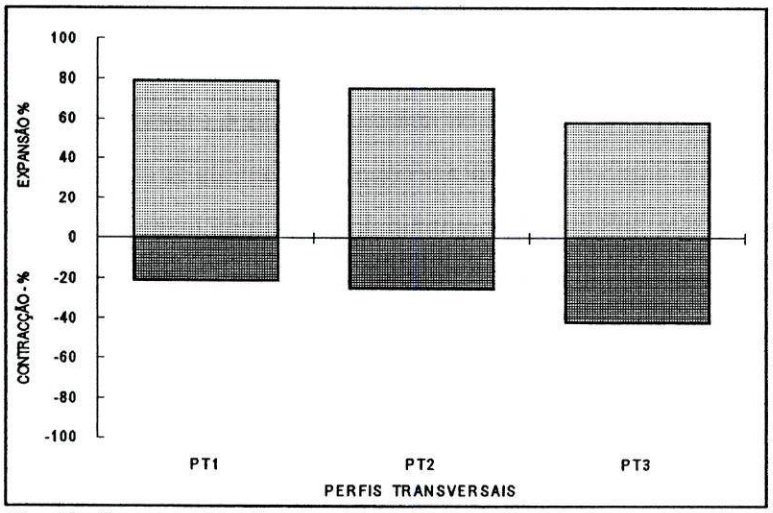


Fig. 12 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por perfil

1. Verifica-se uma tendência para a diminuição da deformação de PT1 para PT3 (sentido postero-anterior) (Tabela XI e Fig. 11).

2. A deformação relativa é idêntica entre eles (Tabela XI e Fig. 11).

3. A deformação é predominantemente expansiva nos três perfis. A proporção relativa expansão/contracção é progressivamente menor de PT1 a PT3 (Fig. 12).

III.2.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS PERFIS TRANSVERSAIS NA TÉCNICA B

Tabela XII - Deformação relativa média dos perfis transversais na técnica B

Perfil Transv.	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
PT1	2.42	2.24 - 2.60	99 - 1
PT2	1.57	1.39 - 1.75	91 - 9
PT3	0.97	0.79 - 1.14	62 - 38

ANOVA: F = 94.37; p < 0.0001

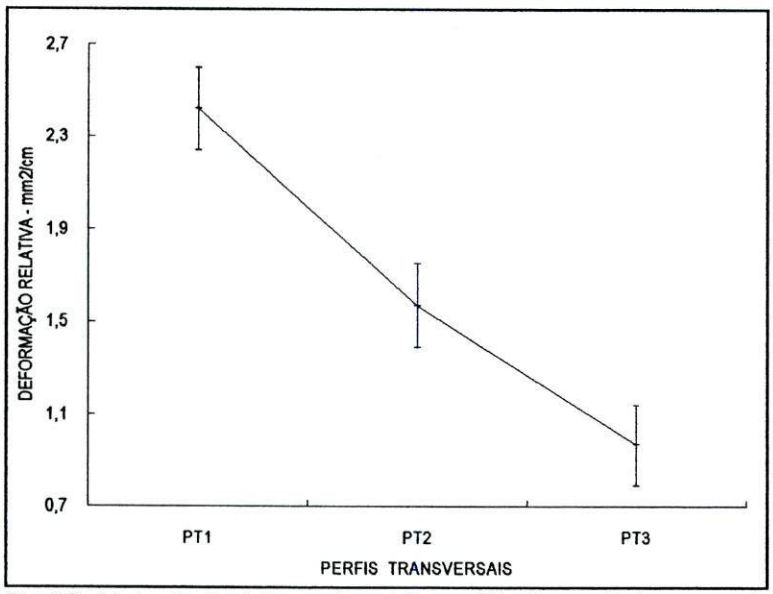


Fig. 13 - Variação da deformação relativa média dos perfis transversais na técnica B (Média, I. C. 95%. Análise da Variância)

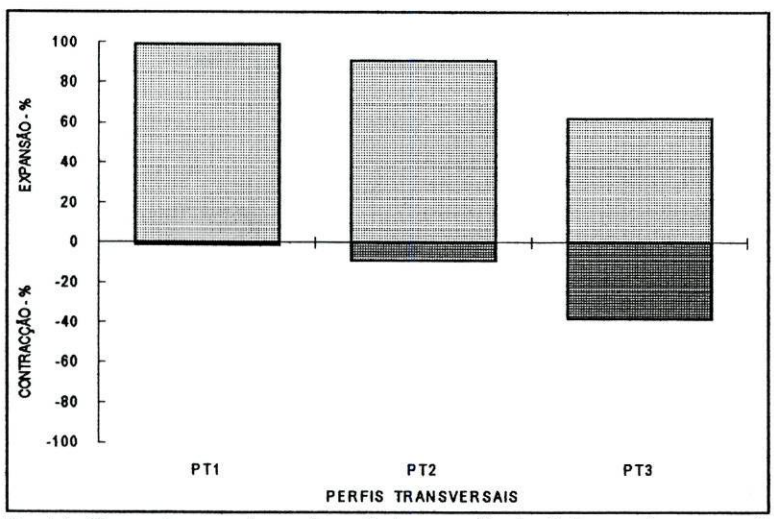


Fig. 14 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por perfil

1. Verifica-se uma diminuição da deformação de PT1 para PT3 (sentido postero-anterior) (Tabela XII e Fig. 13).

2. Os resultados obtidos revelam diferenças estatisticamente significativas entre cada um dos perfis e os restantes (Tabela XII e Fig. 13).

3. No perfil com maior deformação relativa (PT1) esta é quase totalmente expansiva. A proporção de contracção na deformação vai aumentando no sentido postero-anterior (Fig. 14)

III.2.3 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS PERFIS TRANSVERSAIS NA TÉCNICA C

Tabela XIII - Deformação relativa média dos perfis transversais na técnica C

Perfil Transv.	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
PT1	0.93	0.81 - 1.04	9 - 91
PT2	1.22	1.10 - 1.33	2 - 98
PT3	1.74	1.62 - 1.85	0 - 100

ANOVA: $F = 51.4$; $p < 0.0001$

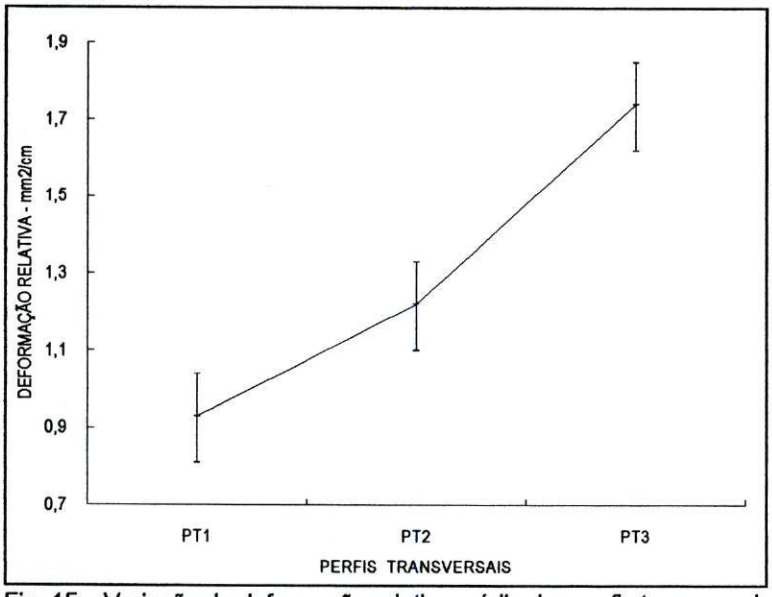


Fig. 15 - Variação da deformação relativa média dos perfis transversais na técnica C (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

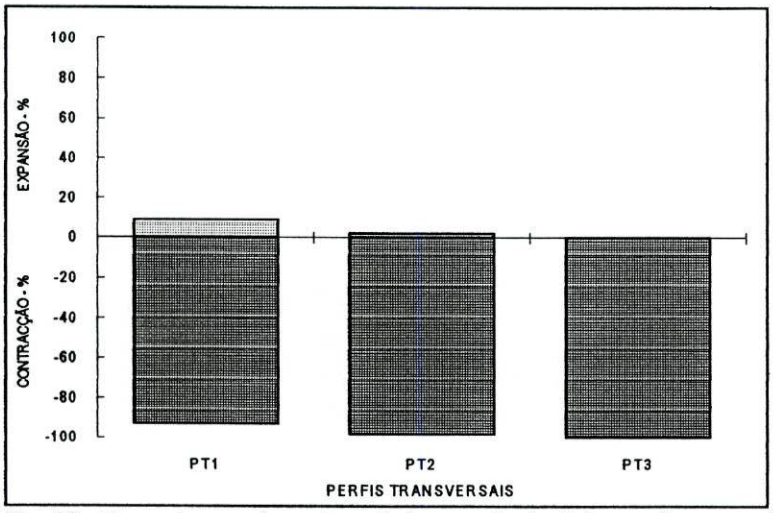


Fig. 16 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por perfil

1. Verifica-se um aumento da deformação de PT1 para PT3 (sentido postero-anterior) (Tabela XIII e Fig. 15).

2. Os resultados obtidos revelam diferenças estatisticamente significativas entre cada um dos perfis e os restantes (Tabela XIII e Fig. 15).

3. A deformação é quase totalmente contractiva nos três perfis. Apenas o perfil com menor deformação (PT1) apresenta uma pequena percentagem de expansão na sua deformação relativa (Fig. 16).

III.2.4 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS PERFIS TRANSVERSAIS NA TÉCNICA D

Tabela XIV - Deformação relativa média dos perfis transversais na técnica D

Perfil Transv.	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
PT1	0.90	0.76 - 1.00	3 - 97
PT2	1.15	1.02 - 1.29	0 - 100
PT3	1.67	1.53 - 1.80	0 - 100

ANOVA: $F = 27.6$; $p < 0.0001$

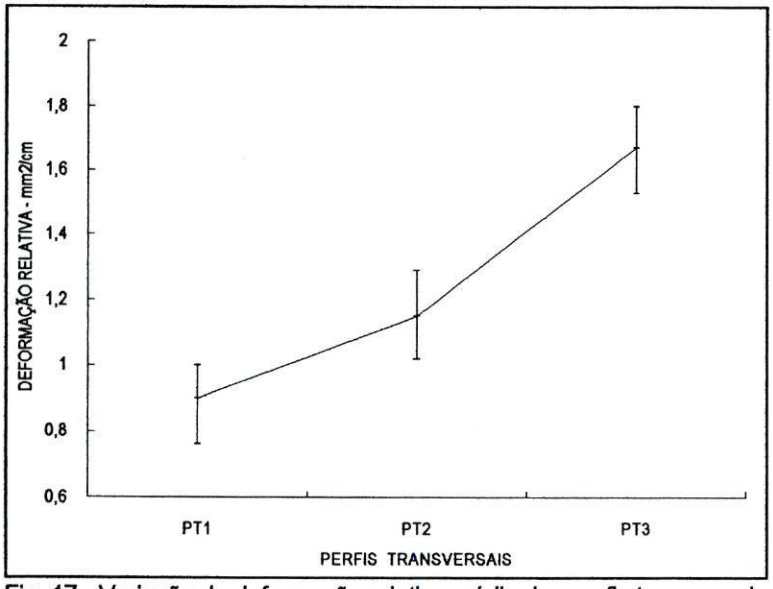


Fig. 17 - Variação da deformação relativa média dos perfis transversais na técnica D (Média, I.C. 95%, Análise da Variância)

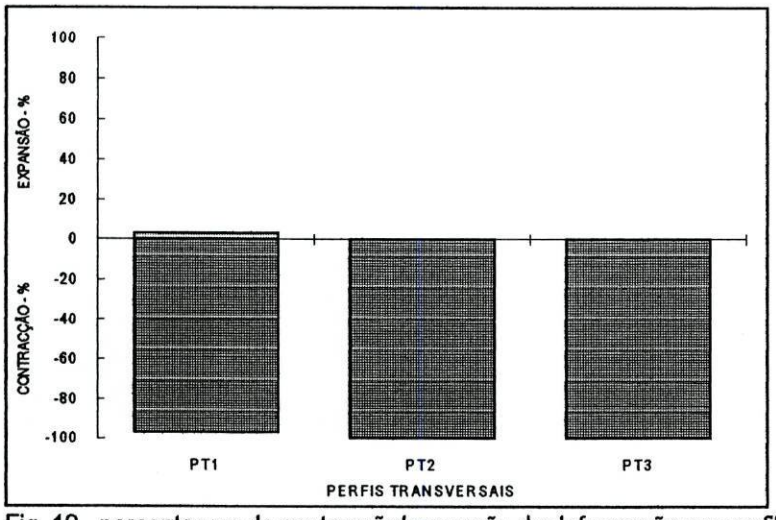


Fig. 18 - percentagem de contracção/expansão da deformação por perfil

1. Verifica-se um aumento da deformação de PT1 para PT3 (sentido postero-anterior) (Tabela XIV e Fig. 17).

2. Os resultados obtidos revelam diferenças estatisticamente significativas entre cada um dos perfis e os restantes (Tabela XIV e Fig. 17).

3. A deformação é quase totalmente contractiva nos três perfis. Apena o perfil com menor deformação (PT1) apresenta uma pequeníssima percentagem de expansão na sua deformação relativa (FIG. 18).

III.2.5 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS PERFIS TRANSVERSAIS NA TÉCNICA E

Tabela XV - Deformação relativa média dos perfis transversais na técnica E

Perfil Transv.	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
PT1	0.52	0.42 - 0.63	11 - 89
PT2	0.77	0.67 - 0.88	2 - 98
PT3	1.32	1.22 - 1.42	0 - 100

ANOVA: $F = 49.68$; $p < 0.0005$

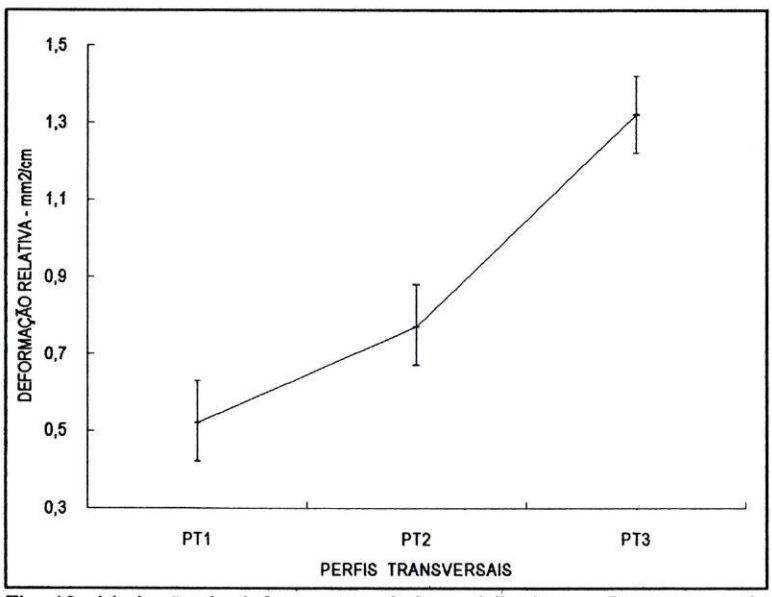


Fig. 19 - Variação da deformação relativa mádia dos perfis transversais na técnica E (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

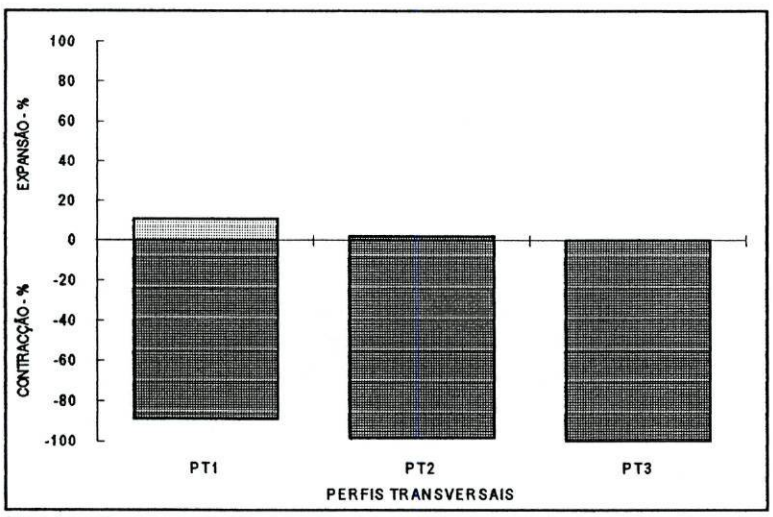


Fig. 20 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por perfil

1. Verifica-se um aumento da deformação de PT1 para PT3 (sentido postero-anterior) (Tabela XV e Fig. 19).

2. Os resultados obtidos revelam diferenças estatisticamente significativas entre cada um dos perfis e os restantes (Tabela XV e Fig. 19).

3. A deformação é quase totalmente contractiva nos três perfis. Apenas o perfil com menor deformação (PT1) apresenta uma pequena percentagem de expansão na sua deformação relativa (Fig. 20).

III.3 – DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS SEGMENTOS DOS PERFIS TRANSVERSAIS.

III.3.1 – TÉCNICA A

III.3.1.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 PARA A TÉCNICA A

Tabela XVI - Deformação relativa média dos segmentos do perfil transv 1 para a técnica A

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.48	0.04 - 0.91	59 - 41
2	1.40	0.97 - 1.83	80 - 20
3	2.03	1.60 - 2.46	81 - 19
4	1.54	1.11 - 1.97	86 - 14
5	0.84	0.41 - 1.27	38 - 62

ANOVA: $F = 8.08$; $p < 0.0001$

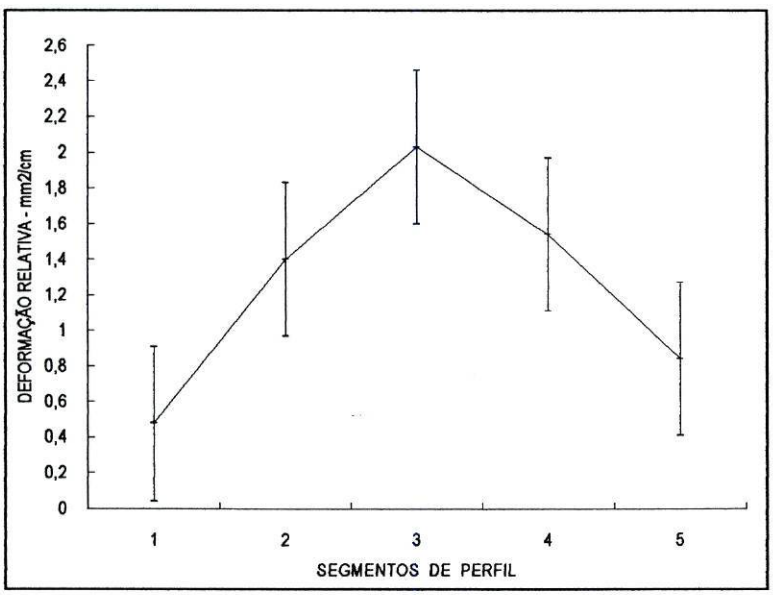


Fig. 21 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT1 na técnica A (Média, I.C. 95%, Análise da Variância).

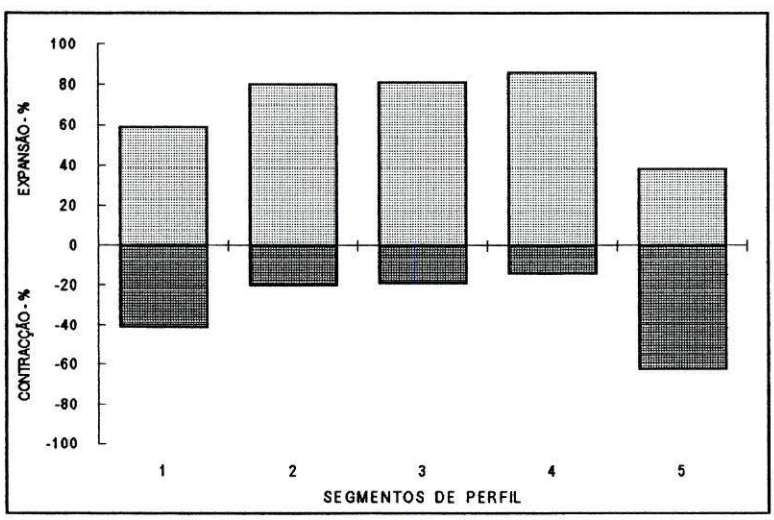


Fig. 22 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por segmento

III.3.1.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 PARA A TÉCNICA A

Tabela XVII - Deformação relativa média dos segmentos do PT2 para a técnica A

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.84	0.48 - 1.19	43 - 57
2	0.98	0.63 - 1.33	80 - 20
3	1.63	1.28 - 1.98	80 - 20
4	1.19	0.84 - 1.54	80 - 20
5	1.00	0.65 - 1.35	56 - 44

ANOVA: F = 3.09; p = 0.025

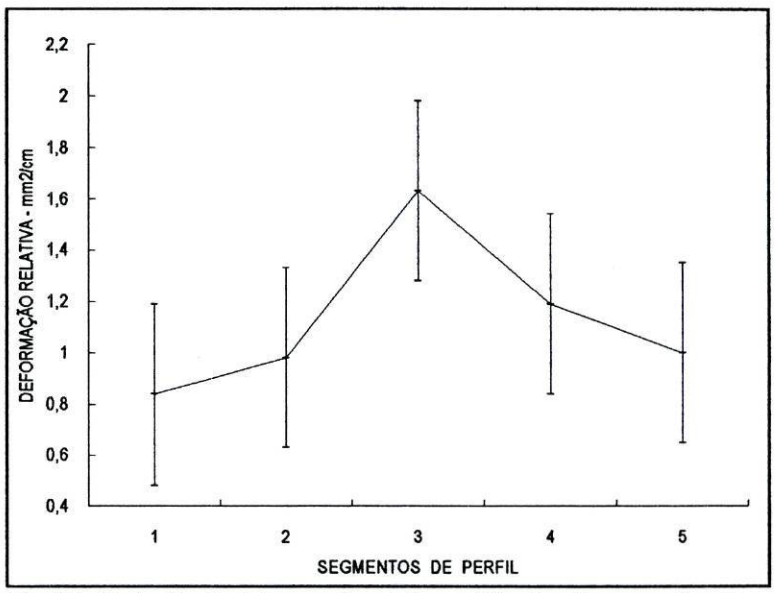


Fig. 23 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT2 na técnica A (Média, I. C. 95%, Análise da Variância).

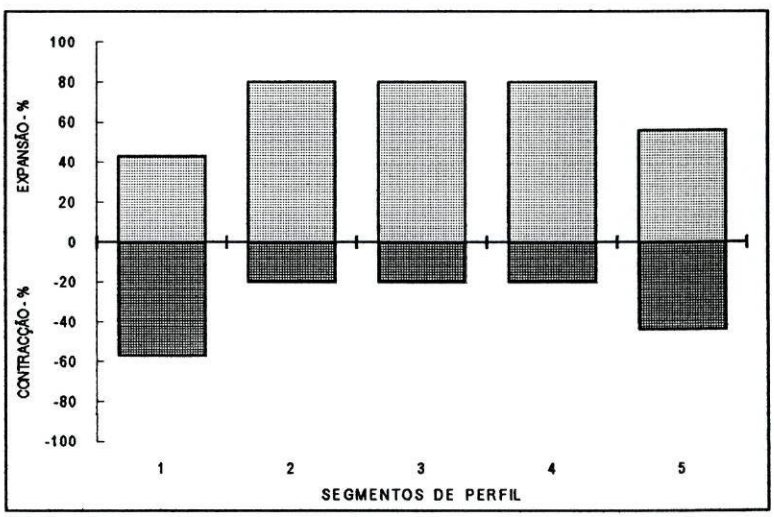


Fig. 24 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento

Da análise conjunta dos dois perfis (PT1 e PT2) podemos inferir o seguinte:

1. O segmento 3 (médio) é o que apresenta maior deformação nos dois perfis.Os segmentos extremos, 1 e 5 (correspondentes às vertentes vestibulares da placa-base) são os menos deformados, apresentando os gráficos de deformação desses perfis uma relativa simetria (Tabela XVI e Fig. 21; Tabela XVII e Fig. 23).

2. A diferença dos valores da deformação relativa entre os respectivos segmentos médios e extremos, é estatisticamente significativa (Tabela XVI e Fig. 21; Tabela XVII e Fig. 23).

3. Nos segmentos 3 e 2/4 predomina a deformação expansiva. A proporção relativa da contracção/expansão aumenta de forma relativamente simétrica do segmento médio para os extremos (Figs. 23 e 24).

III.3.2 – TÉCNICA B

III.3.2.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 PARA A TÉCNICA B

Tabela XVIII - Deformação relativa média dos segmentos do PT1 para a técnica B

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.92	0.60 - 1.24	93 - 7
2	2.61	2.29 - 2.92	100 - 0
3	3.20	2.88 - 3.51	100 - 0
4	2.40	2.08 - 2.71	93 - 7
5	0.97	0.65 - 1.28	92 - 8

ANOVA: $F = 42.1$; $p < 0.0001$

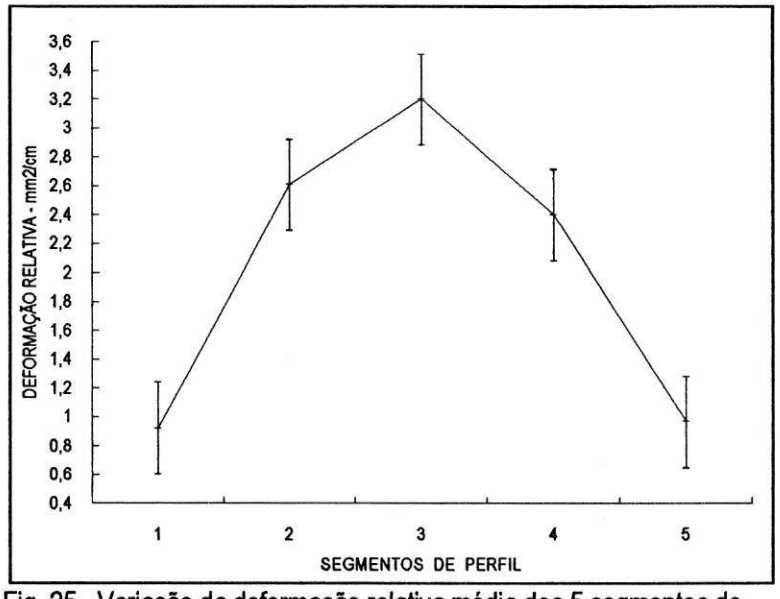


Fig. 25 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT1 na técnica B (Média, I. C. 95 %, Análise da Variância)

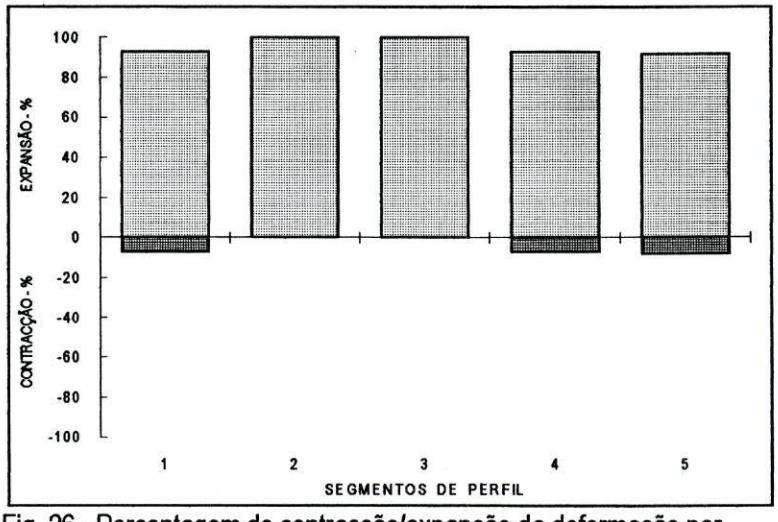


Fig. 26 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por segmento

III.3.2.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 PARA A TÉCNICA B

Tabela XIX - Deformação relativa média dos segmentos do PT2 para a técnica B

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.76	0.52 - 1.01	85 - 15
2	1.14	0.89 - 1.39	100 - 0
3	2.13	1.88 - 2.38	100 - 0
4	1.27	1.02 - 1.52	91 - 9
5	0.95	0.70 - 1.20	90 - 10

ANOVA: $F = 18.25$; $p < 0.0001$

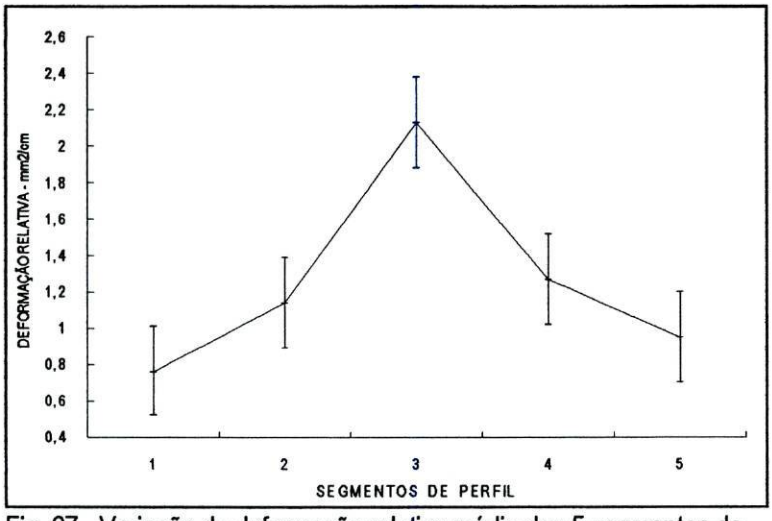


Fig. 27 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT2 na técnica B (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

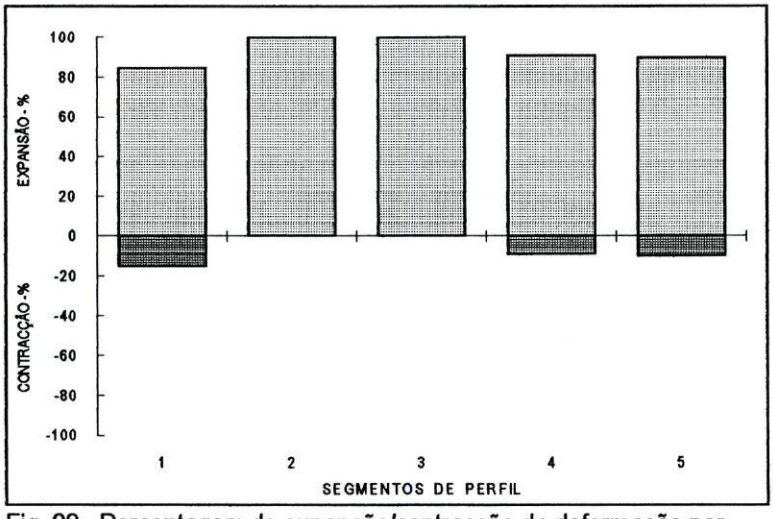


Fig. 28 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento

Da análise conjunta dos dois perfis (PT1 e PT2) podemos inferir o seguinte:

1. O segmento 3 (mediopalatino) é o que apresenta a maior deformação nos dois perfis, enquanto os segmentos extremos, 1 e 5, são os menos deformados. Os gráficos de deformação dos segmentos dos dois perfis, mostram uma simetria relativa (Tabela XVIII e Fig. 25; Tabela XIX e Fig. 27).

2. Em PT1, existem diferenças estatisticamente significativas entre o segmento 3, os segmentos intermédios 2/4 (correspondentes às vertentes palatinas das placas-base), e os segmentos extremos 1/5. Em PT2 essa diferença só é significativa entre o segmento 3 e cada um dos pares de segmentos homólogos (1/5 e 2/4) (Tabela XVIII e Fig. 25; Tabela XIX e Fig. 27).

3. A deformação é quase totalmente expansiva em todos os segmentos. Apenas os segmentos vestibulares e um dos palatinos apresentam pequenas percentagens de deformação contractiva (Figs. 26 e 28).

III.3.3 – TÉCNICA C

III.3.3.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 PARA A TÉCNICA C

Tabela XX - Deformação relativa média dos segmentos do PT1 para a técnica C

SEGMENTO	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.73	0.55 - 0.90	21 - 79
2	1.29	1.12 - 1.47	0 - 100
3	0.77	0.60 - 0.95	4 - 96
4	1.28	1.11 - 1.45	0 - 100
5	0.86	0.68 - 1.03	47 - 53

ANOVA: $F = 10.82$; $p < 0.0001$

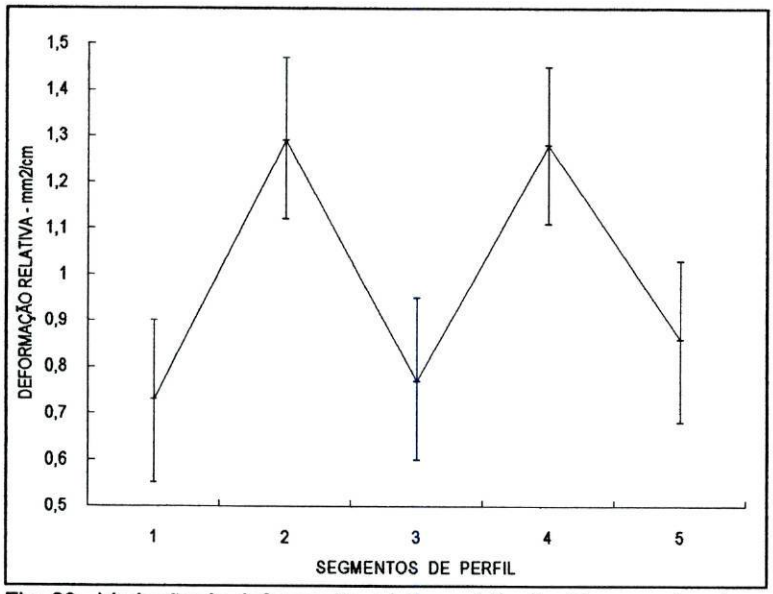


Fig. 29 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT1 na técnica C (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

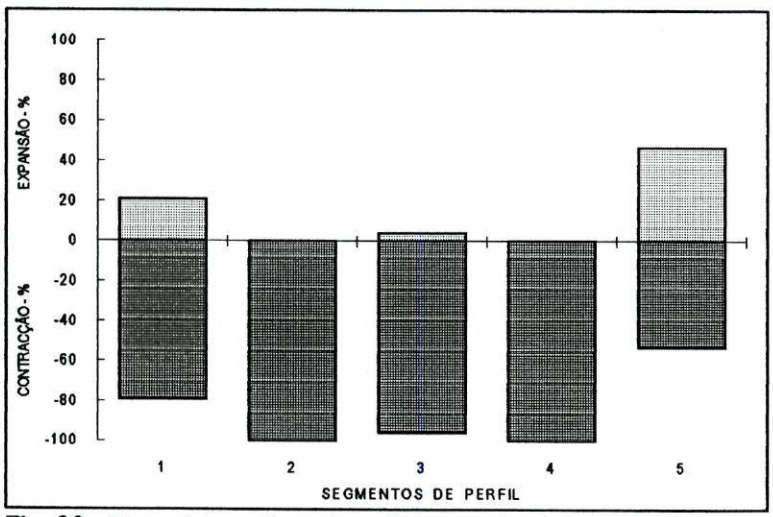


Fig. 30 - Percentagem de contracção/expansão da deformação por segmento.

III.3.3.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 PARA A TÉCNICA C

Tabela XXI - Deformação relativa média dos segmentos do PT2 para a técnica C

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.39	1.24 - 1.55	2 - 98
2	1.71	1.56 - 1.87	0 - 100
3	1.07	0.92 - 1.23	0 - 100
4	1.51	1.35 - 1.66	0 - 100
5	0.93	0.78 - 1.08	19 - 81

ANOVA: $F = 17.75$; $p < 0.0001$

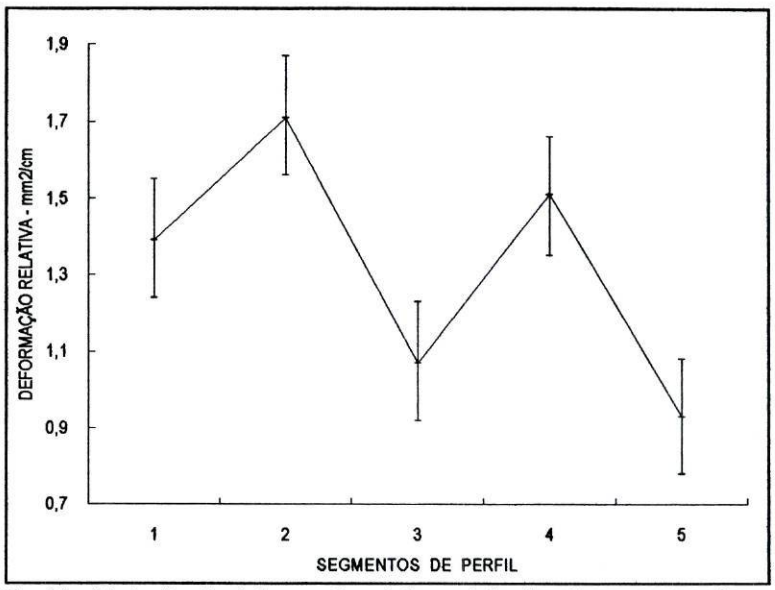


Fig. 31 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT2 na técnica C (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

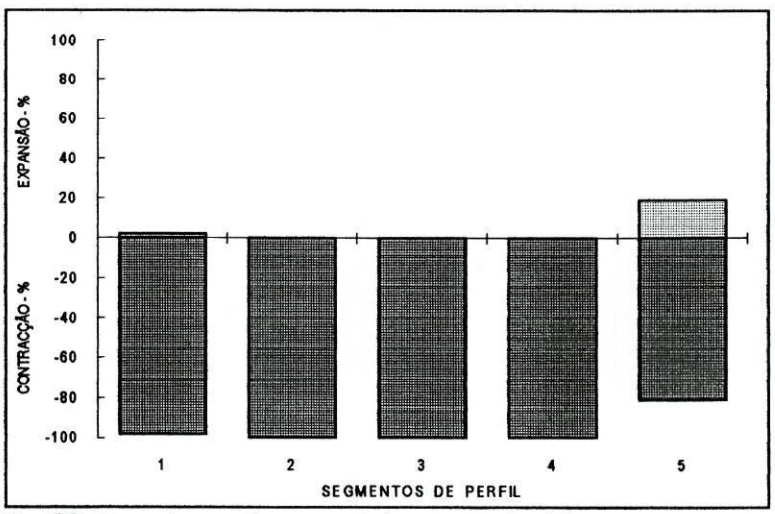


Fig. 32. Percentagem de expansão/contração da deformação por segmento

Da análise conjunta dos dois perfis (PT1 e PT2) podemos inferir o seguinte:

1. Os segmentos 2/4 (intermédios) apresentam a maior deformação nos dois perfis. Em PT1 os segmentos 3 (médio) e 1/5 (extremos), os menos deformados, apresentam valores equivalentes verificando-se uma relativa simetria. No PT2 esta simetria é alterada pelos valores da deformação dos segmentos 1 (muito diferente do seu homólogo 5) e 2 (também diferente do seu homólogo 4) (Tabela XX e Fig. 29; Tabela XXI e Fig. 31).

2. Em PT1 existem diferenças estatisticamente significativas apenas entre os segmentos 2/4 (mais deformados) e os segmentos 3 e 1/5 (menos deformados).Em PT2 as diferenças dos valores da deformação relativa são significativas mesmo entre os segmentos homólogos (Tabela XX e Fig. 29; Tabela XXI e Fig. 31).

3. Nesta Técnica a deformação é quase totalmente contractiva nos dois perfis e na maioria dos segmentos. No PT1 os segmentos extremos e o médio apresentam alguma deformação expansiva (mais evidente nos extremos). No PT2 apenas os segmentos extremos apresentam pequenas percentagens de deformação expansiva (Figs. 30 e 32).

III.3.4 – TÉCNICA D

III.3.4.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 PARA A TÉCNICA D

Tabela XXII - Deformação relativa média dos segmentos do PT1 para a técnica D

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.97	0.74 - 1.20	0 - 100
2	0.84	0.61 - 1.07	7 - 93
3	0.90	0.68 - 1.13	0 - 100
4	0.77	0.54 - 1.00	8 - 92
5	1.03	0.80 - 1.26	11 - 89

ANOVA: F = 0.84; p = 0.51 (n s)

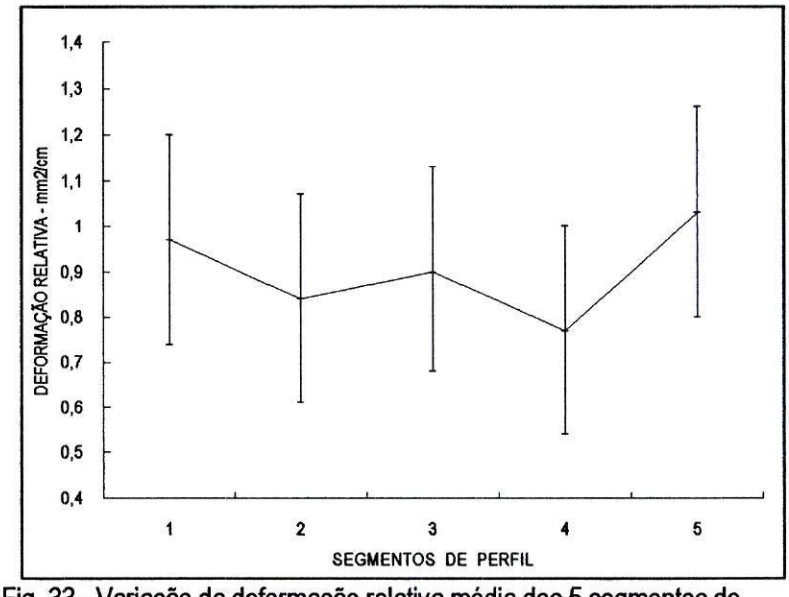


Fig. 33 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT1 na técnica D (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

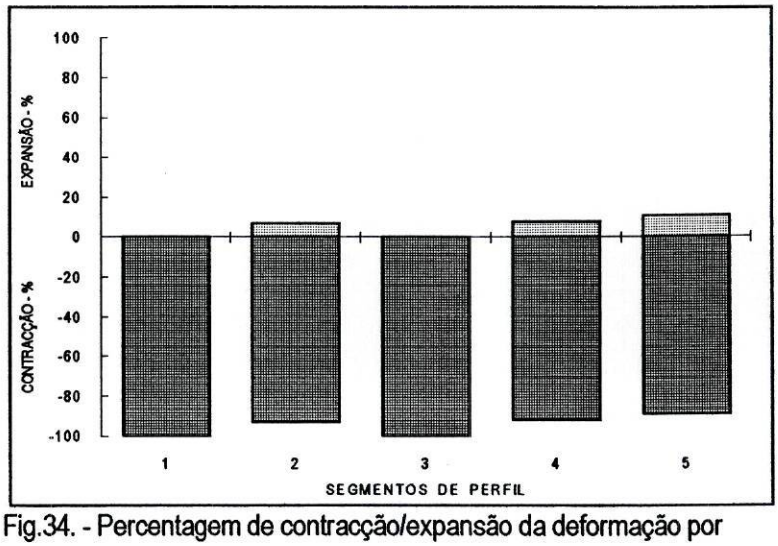


Fig.34. - Percentagem de contracção/expansão da deformação por segmento.

III.3.4.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 PARA A TÉCNICA D

Tabela XXIII - Deformação relativa média dos segmentos do PT2 para a técnica D

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.74	1.52 - 1.95	0 - 100
2	1.26	1.04 - 1.47	0 - 100
3	0.95	0.73 - 1.16	0 - 100
4	1.02	0.81 - 1.23	0 - 100
5	1.37	1.16 - 1.59	4 - 96

ANOVA: $F = 8.79$; $p < 0.0001$

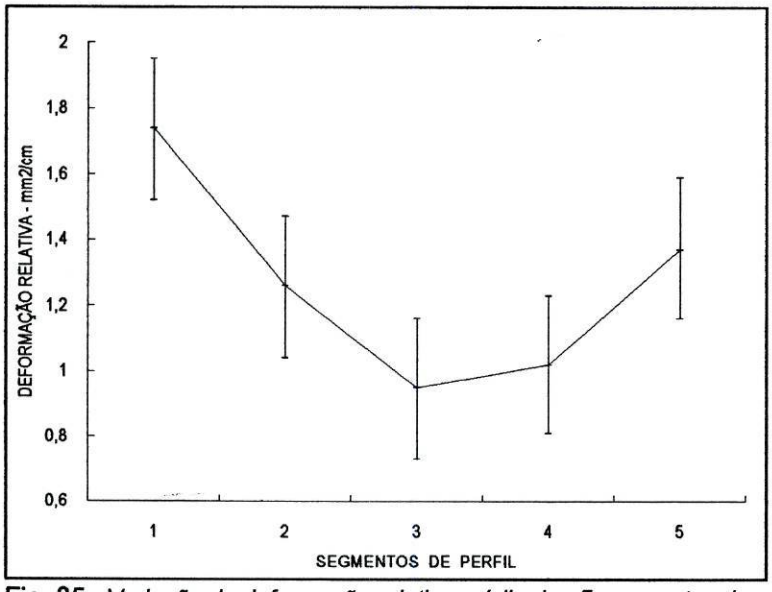


Fig. 35 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT2 na técnica D (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

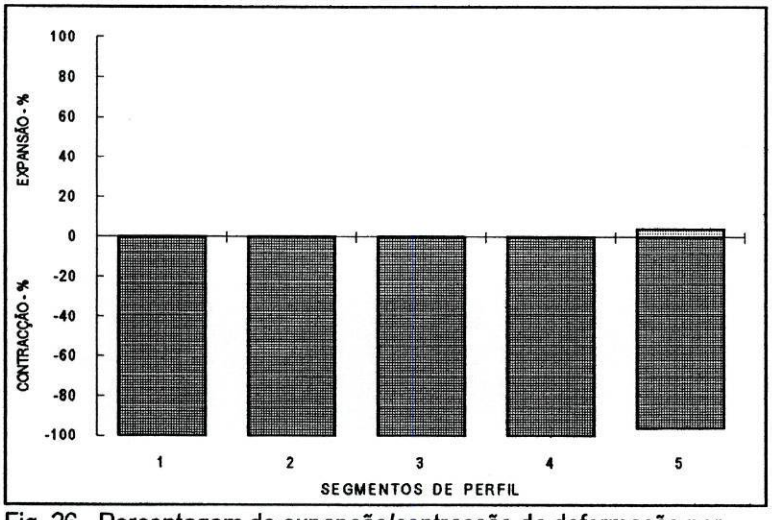


Fig. 36 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento

Da análise conjunta dos dois perfis (PT1 e PT2) podemos inferir o seguinte:

1. Os segmentos extremos são os que apresentam a maior deformação nos dois perfis e os segmentos médios os que apresentam os valores mais baixos. Apenas em PT1 se verifica uma relativa simetria. Em PT2 a variação da deformação nos segmentos homólogos não permite estabelecer relações de simetria (Tabela XXII e Fig. 33; Tabela XXIII e Fig. 34).

2. No PT1 a única divergência (segmento 5 *versus* 4) não altera a ausência do significado estatístico dada a homogeneidade relativa dos valores da deformação nos cinco segmentos. Em PT2 existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores da deformação do segmento médio e dos restantes (excepto 4) que , no entanto, não permitem o emparelhamento dos segmentos homólogos ($1 \neq 5$ e $2 \neq 4$) (Tabela XXII e Fig. 33; Tabela XXIII e Fig. 34).

3. Nesta técnica a deformação é quase totalmente contractiva nos dois perfis. As excepções verificadas em alguns segmentos apresentam percentagens de expansão irrelevantes (Figs. 34 e 36).

III.3.5 – TÉCNICA E

III.3.5.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 PARA A TÉCNICA E

Tabela XXIV - Deformação relativa média dos segmentos do PT1 para a técnica E.

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.00	0.76 - 1.24	3 - 97
2	0.50	0.26 - 0.74	10 - 90
3	0.26	0.02 - 0.50	29 - 71
4	0.60	0.36 - 0.84	18 - 82
5	0.93	0.69 - 1.17	3 - 97

ANOVA: $F = 6.58$; $p < 0.0003$

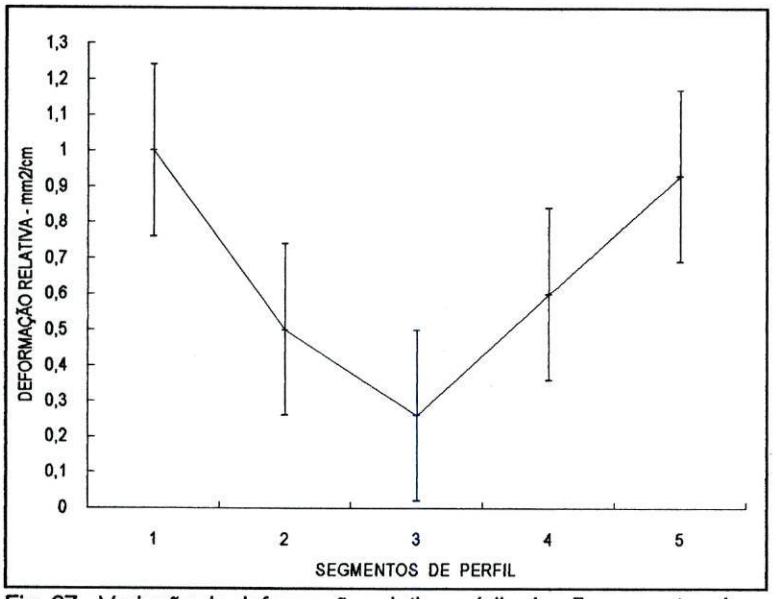


Fig. 37 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT1 na técnica E (Média, I. C. 95%, Análise da Variância).

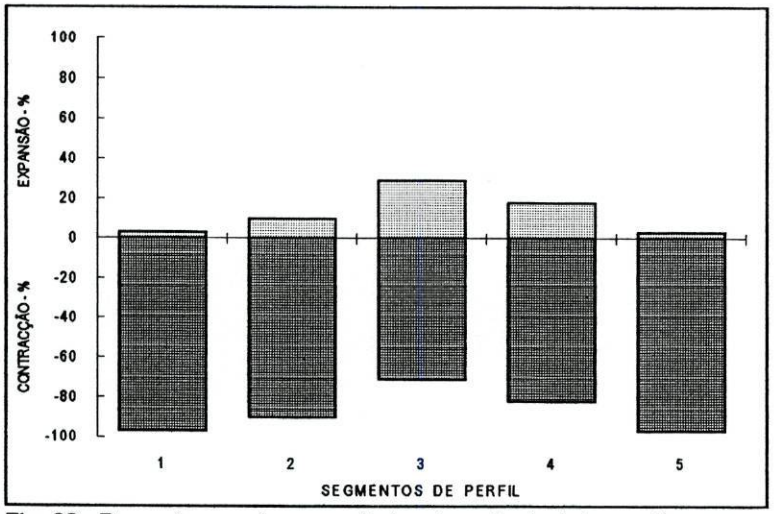


Fig. 38 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

III.3.5.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 PARA A TÉCNICA E

Tabela XXV - Deformação relativa média dos segmentos do PT2 para a técnica E

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.58	1.33 - 1.82	0 - 100
2	0.96	0.71 - 1.21	0 - 100
3	0.41	0.16 - 0.66	7 - 93
4	0.63	0.38 - 0.88	1 - 99
5	1.28	1.04 - 1.53	4 - 96

ANOVA: $F = 14.88$; $p < 0.0001$

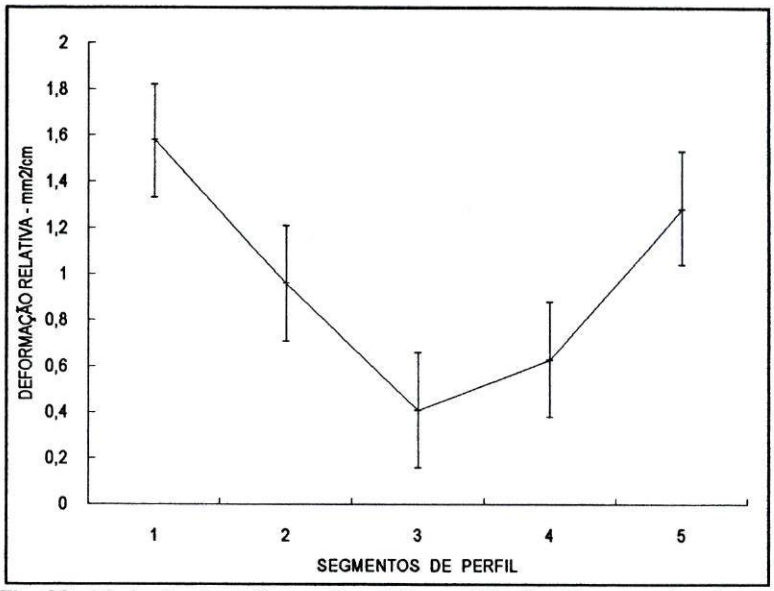


Fig. 39 - Variação da deformação relativa média dos 5 segmentos de PT2 na técnica E (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

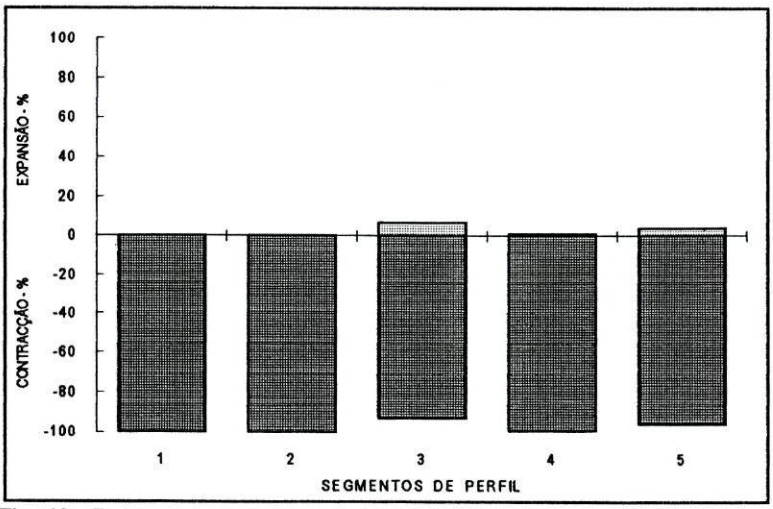


Fig. 40 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

Da análise conjunta dos dois perfis (PT1 e PT2) podemos inferir o seguinte:

1. Os segmentos extremos são os que apresentam a maior deformação nos dois perfis e os segmentos médios os que apresentam os valores menores. Contudo, apenas em PT1 se verifica simetria. Em PT2 a variação da deformação nos segmentos homólogos não permite estabelecer relações de simetria (Tabela XXIV e Fig. 37; Tabela XXV e Fig. 38).

2. No PT1 existe diferença significativa entre a deformação do segmento médio (3), os segmentos intermédios (2/4) e os segmentos extremos (1/5). Em PT2 existe diferença estatisticamente significativa entre o segmento médio e os restantes (com excepção do 4). Contudo, estas diferenças não permitem o emparelhamento dos segmentos homólogos ($1 \neq 5$ e $2 \neq 4$) (Tabela XXIV e Fig. 37; Tabela XXV e Fig. 38).

3. Nesta técnica a deformação é quase totalmente contractiva nos dois perfis. Apenas nos segmentos médio e intermédios de PT1 têm algum relevo as percentagens de deformação expansiva (Figs. 38 e 40).

III.4 – DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS SEGMENTOS DO PERFIL LONGITUDINAL

III.4.1 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PLG NA TÉCNICA A

Tabela XXVI - Deformação relativa média dos segmentos do PLG para a técnica A

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.44	0.92 - 1.96	80 - 20
2	1.53	1.01 - 2.05	88 - 12
3	1.44	0.92 - 1.96	82 - 18
4	1.70	1.18 - 2.22	15 - 85

ANOVA: F = 0.23; p = 0.874 (ns)

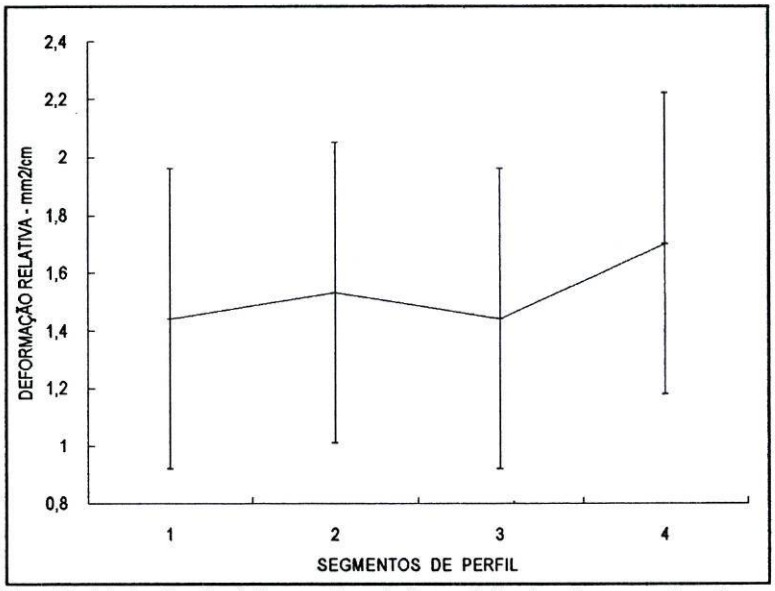


Fig. 41 - Variação da deformação relativa média dos 4 segmentos de PLG na técnica A (Média, I. C. 95%, Análise da Variância).

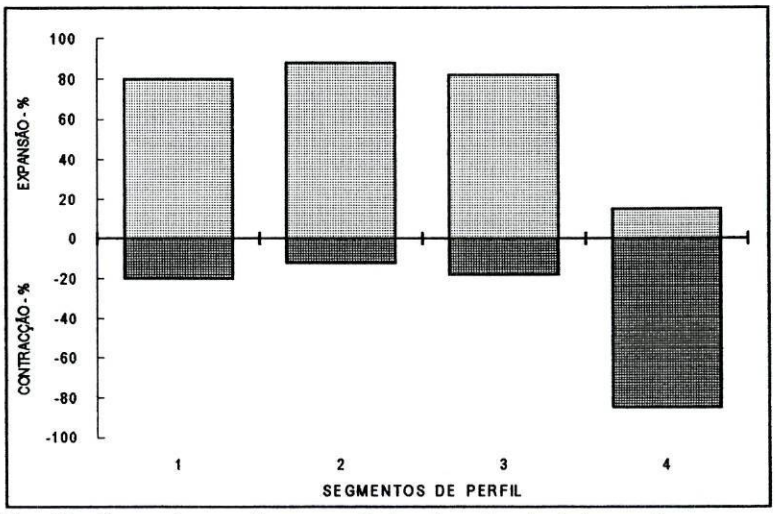


Fig. 42 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

1. Verifica-se um menor valor de deformação no segmento 1 (posterior) e maior no segmento 4 (anterior e correspondente à vertente labial da placa-base), apesar da relativa homogeneidade entre os quatro segmentos (Tabela XXVI e Fig. 41).

2. Não há diferenças estatisticamente significativas entre os valores de deformação dos quatro segmentos (Tabela XXVI e Fig. 41).

3. O sentido da deformação é predominantemente expansivo excepto no segmento anterior (4) em que predomina a deformação contractiva (Fig. 42).

III.4.2 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PLG NA TÉCNICA B

Tabela XXVII - Deformação relativa média dos segmentos do PLG para a técnica B

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	2.14	1.78 - 2.50	100 - 0
2	1.14	0.78 - 1.50	95 - 5
3	0.91	0.55 - 1.27	12 - 88
4	1.08	0.72 - 1.44	97 - 3

ANOVA: $F = 9.69$; $p < 0.0001$

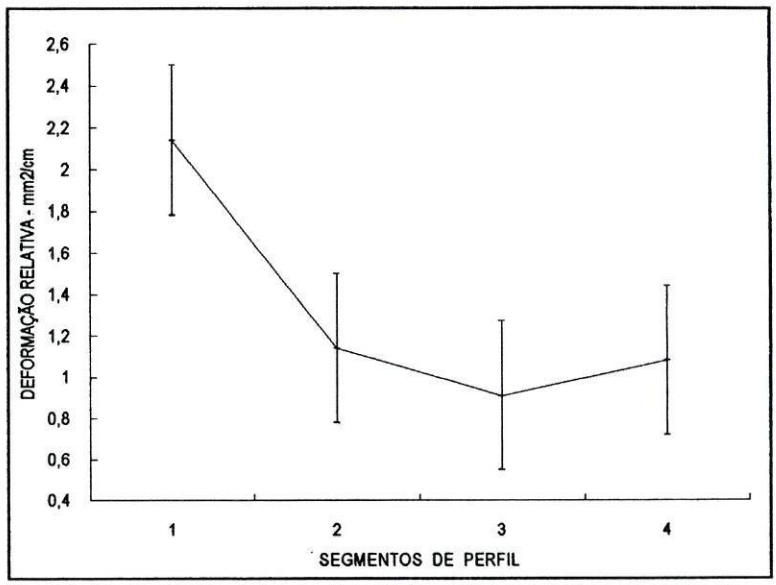


Fig. 43 - Variação da deformação relativa média dos 4 segmentos de PLG na tecnica B (Média, I. C. 95%, Análise da Variância).

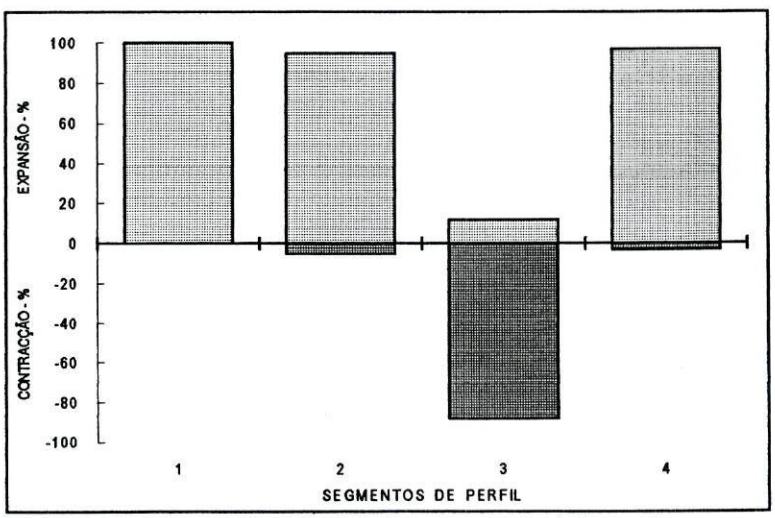


Fig. 44 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

1. Nesta técnica a menor deformação verifica-se nos segmentos 2, 3 e 4 (com valores aproximados entre si) e a maior deformação verifica-se no segmento 1 (Tabela XXVII e Fig. 43).

2. Apenas a diferença de deformação entre este segmento posterior e os restantes tem significado estatístico (Tabela XXVII e Fig. 43).

3. O sentido de deformação é quase totalmente axpansiva nos segmentos 1, 2 e 4 e predominantemente contractivo no segmento 3 (Fig. 44).

III.4.3 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PLG NA TÉCNICA C

Tabela XXVIII - Deformação relativa média dos segmentos do PLG para a técnica C

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.53	1.33 - 1.73	0 - 100
2	0.52	0.32 - 0.72	3 - 97
3	0.51	0.31 - 0.71	13 - 87
4	2.29	2.09 - 2.49	0 - 100

ANOVA: $F = 77.69$; $p < 0.0001$

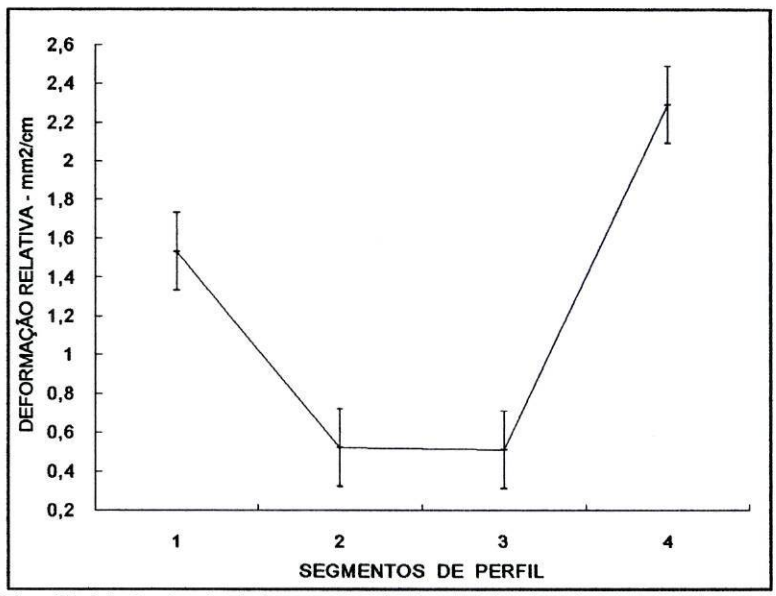


Fig. 45 - Variação da deformação relativa média dos 4 segmentos de PLG na técnica C (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

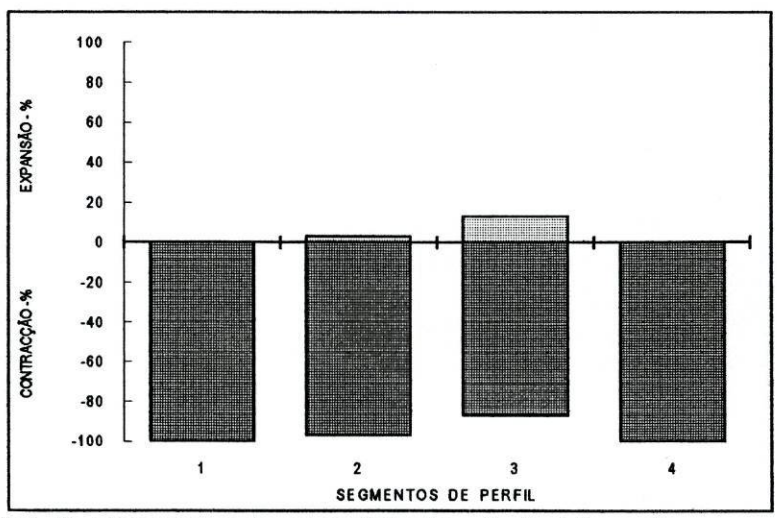


Fig. 46 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

1. A menor deformação verifica-se nos segmentos 2 e 3 (com valores muito aproximados), e a maior no segmento 4 (vertente labial) (Tabela XXVIII e Fig 45).

2. Existem diferenças significativas entre os valores da deformação de 2 e 3 e a deformação dos segmentos extremos (1 e 4). É também significativa a diferença de deformação entre o segmento anterior e o posterior (Tabela XXVIII e Fig 45).

3. A deformação é quase totalmente contractiva em todos os segmentos (Fig. 46).

III.4.4 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PLG NA TÉCNICA D

Tabela XIX - Deformação relativa média dos segmentos do PLG para a técnica D

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	1.57	1.40 - 1.74	0 - 100
2	0.44	0.27 - 0.61	22 - 78
3	0.56	0.39 - 0.73	48 - 52
4	2.73	2.56 - 2.90	0 - 100

ANOVA: $F = 162.27$; $p < 0.0001$

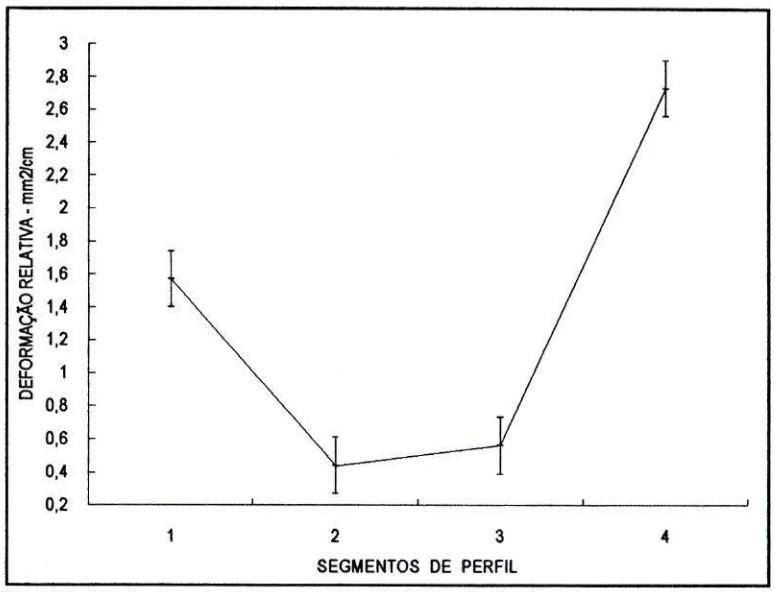


Fig. 47 - Variação da deformação relativa média dos 4 segmentos de PLG na técnica D (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

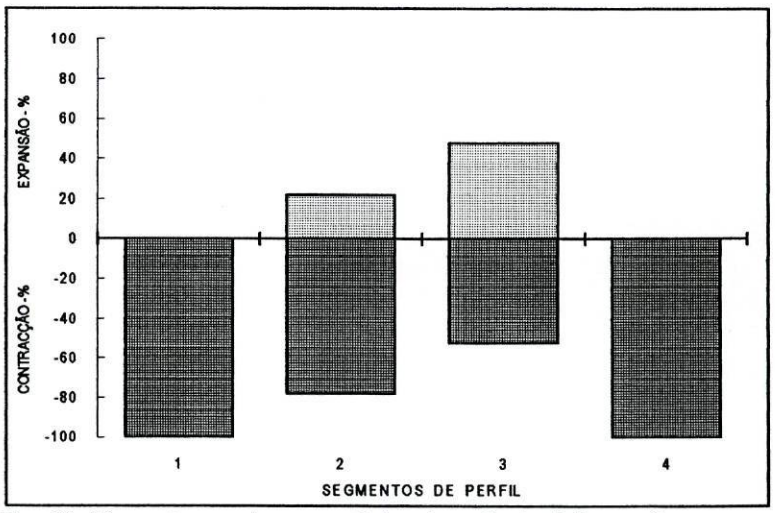


Fig. 48 - Percentagem de expansão/contracção da deformação por segmento.

1. A menor deformação verifica-se nos segmentos 2 e 3 (com valores aproximados), e a maior no segmento 4 (vertente labial) (Tabela XXIX e Fig. 47).

2. Existem diferenças significativas entre os valores da deformação de 2/3 e a deformação dos segmentos extremos (1 e 4). É também significativa a diferença de deformação entre o segmento anterior e o posterior (Tabela XXIX e Fig. 47).

3. A deformação é totalmente contractiva nos segmentos 1 e 4, predominantemente contractiva no segmento 2 e com com valores de expansão e contracção semelhantes em 3 (Fig. 48).

III.4.5 – DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PLG NA TÉCNICA E

Tabela XXX - Deformação relativa média dos segmentos do PLG para a técnica E

Segmento	Média	Intervalo de Confiança I. C. 95%	Percentagem de Expansão/Contracção (+) (-)
1	0.90	0.76 - 1.04	0 - 100
2	0.33	0.19 - 0.47	63 - 37
3	0.49	0.35 - 0.63	52 - 48
4	2.72	2.58 - 2.86	0 - 100

ANOVA: $F = 253.75$; $p < 0.0001$

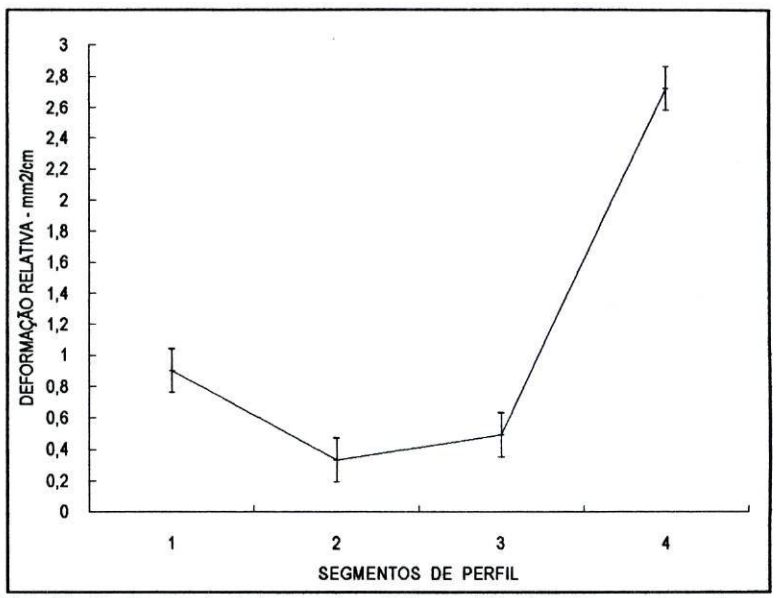


Fig. 49 - Variação da deformação relativa média dos 4 segmentos de PLG na técnica E (Média, I. C. 95%, Análise da Variância)

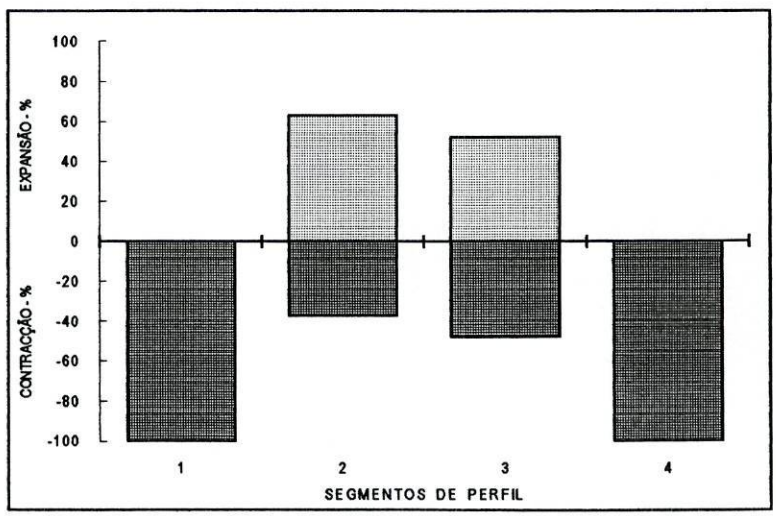


Fig. 50 - percentagen de expansão/contracção da deformação por segmento.

1. A menor deformação verifica-se nos segmentos 2 e 3 e a maior no segmento 4 (vertente labial) (Tabela XXX e Fig. 49).
2. Existem diferenças significativas entre os valores da deformação de todos os segmentos, embora mais acentuadas entre o 4 (anterior) e os restantes (Tabela XXX e Fig. 49).

3. A deformação é totalmente contractiva nos segmentos 1 e 4, predominantemente expansiva em 2 e com valores de expansão e contracção semelhantes em 3 (Fig. 50).

IV – DISCUSSÃO

IV.1 – ANÁLISE DOS RESULTADOS

Como já referimos, os objectivos da nossa investigação estão bem definidos em quatro questões fundamentais:

1. Saber se a deformação global média seria diferente para cada uma das cinco técnicas de polimerização.
2. Saber se a deformação média de cada perfil seria diferente para cada uma das cinco técnicas de polimerização.
3. Saber se a deformação relativa média, em cada uma das cinco técnicas, seria diferente para os três perfis transversais.
4. Saber se a deformação relativa média, em cada uma das cinco técnicas, seria diferente para os diversos segmentos de três perfis (transversais 1 e 2 e longitudinal).

Com as duas primeiras questões procurámos saber qual a influência das técnicas de polimerização na deformação global (somatório de todos os perfis) e na deformação localizada (perfil a perfil) da placa-base.

Com as duas últimas pretendíamos conhecer o comportamento topográfico da deformação, quer no sentido longitudinal (deformação relativa entre perfis), quer no sentido transversal (simetria da deformação relativa entre segmentos dos perfis transversais 1 e 2) em cada uma das técnicas de polimerização.

As respostas só seriam totalmente esclarecedoras se incluíssem, para além do valor quantitativo, o sentido qualitativo (expansão *versus* contracção) da deformação verificada.

Relativamente à primeira questão, a técnica que apresenta menor deformação global média é a técnica E (polimerização em banho-maria com conformação da resina por injecção) seguida pelas técnicas D (polimerização por micro-ondas) e C (polimerização química — autopolimerização), que mostram uma deformação global média semelhante. Nas três, o sentido da deformação tem um predomínio nítido (>94%) de contracção. As técnicas A (polimerização em banho-maria, ciclo longo) e B (polimerização em banho-maria, ciclo curto) apresentam uma deformação global média mais elevada, nomeadamente a técnica B. Em ambas o sentido da deformação tem um predomínio de expansão (>72%) (Cap. III - Tabela I, e Figs. 1 e 2).

Considerando apenas este parâmetro, as cinco técnicas de processamento estudadas poderiam ser ordenadas (segundo valores crescentes de deformação global média) do seguinte modo: 1ª E; 2as D/C; 3ª A; 4ª B.

Quanto à segunda questão, verificámos o seguinte:

A nível do perfil transversal 1 (PT1), os resultados da deformação sobrepõem-se aos da deformação global. A

técnica E apresenta a menor deformação seguida pelas técnicas D/C com deformação média semelhante. Nas três há um predomínio (>89%) da contracção. As técnicas A e B apresentam uma deformação mais acentuada, nomeadamente a técnica de polimerização rápida. Em ambas há um predomínio da expansão (>79%) (Cap. III - Tabela III e Figs. 3 e 4)

Tendo em conta apenas a deformação média para o perfil transversal 1, as cinco técnicas de processamento estudadas poderiam continuar a ser ordenadas do mesmo modo: 1ª E; 2as D/C; 3ª A; 4ª B.

No perfil tranversal 2 (PT2) a hierarquia da deformação mantém-se, embora haja uma ligeira aproximação dos valores da deformação das cinco técnicas. Por exemplo, entre as técnicas A, C e D não há diferenças estatisticamente significativas. A técnica B apresenta um valor de deformação bastante mais próximo das restantes e a técnica E continua a ser a que apresenta o melhor resultado. Quanto ao sentido da deformação, mantém-se um predomínio da contracção (>98%) para as técnicas C, D, e E e um predomínio da expansão (>75%) para as técnicas A e B (Cap. III - Tabela V e Figs. 5 e 6).

A deformação média para os perfil transversal 2, nas cinco técnicas de processamento estudadas, resulta na seguinte ordenação: 1ª E; 2as D/C/A; 3ª B.

No perfil transversal 3 (PT3) verifica-se uma espécie de inversão dos valores da deformação nas cinco técnicas. Quanto ao sentido, as técnicas C, D, e E apresentam uma deformação totalmente contractiva, acentuando a tendência verificada nos perfis anteriores, enquanto que nas técnicas A e B o predomínio da expansão não é tão acentuado como nos perfis transversais 1 e 2 (Cap. III - Tabela VIII e Figs. 7 e 8).

Na mesma linha de análise, para o perfil transversal 3 a ordenação das técnicas seria: 1ª B, 2ª A, 3ª E, 4as D e C.

Os resultados da deformação média do perfil longitudinal (PLG) para as cinco técnicas têm uma distribuição semelhante à encontrada em PT1. Há apenas uma troca das posições relativas das técnicas A com a B. Também neste perfil as técnicas C, D, e E mostram uma deformação predominantemente contractiva (>81%), enquanto que nas técnicas A e B predomina a deformação expansiva (>67%) (Cap. III - Tabela IX e Figs. 8 e 10).

Segundo valores crescentes de deformação, a ordenação das cinco técnicas seria: 1as E, C, e D; 2ª B; 3ª A.

Do conjunto destes elementos parece-nos legítimo retirar algumas ilações: Em primeiro lugar salientamos o sentido da deformação. Para as técnicas C, D e E há um predomínio muito evidente da contracção nos três perfis, que se acentua de trás para a frente, chegando aos 100% no PT3. Nas técnicas A e B há um predomínio da expansão que se atenua de trás para a frente (a técnica B de quase 100% de expansão no PT1 passa para 62% de expansão no PT3). Em segundo lugar interessa realçar a irregularidade da distribuição da deformação. O facto de uma técnica apresentar uma deformação menor em termos globais, não significa que apresente uma deformação sempre menor em todas as áreas (aqui representadas pelos perfis e seus segmentos).

Conjugando estas duas observações, podemos deduzir que, se as técnicas A e B se deformam progressivamente menos de trás para a frente e essa deformação é menos expansiva também de trás para a

frente, em média, a adaptação das bases de resina polimerizadas por estas técnicas vai melhorando nessa direcção. Se as técnicas C, D e E apresentam valores de deformação progressivamente maiores de trás para diante, e essa deformação é mais contractiva no mesmo sentido, em média, as bases polimerizadas por estas técnicas também se aproximam mais do modelo de trás para a frente.

Este raciocínio pode ser completado se respondermos à questão de "saber se a deformação relativa média em cada uma das cinco técnicas seria diferente para os três perfis transversais". De facto, em todas as técnicas, os valores da deformação relativa por perfil transversal corroboram as considerações feitas no parágrafo anterior.

Na técnica A a diferença entre os valores da deformação relativa média dos três perfis não é significativa, mas existe uma tendência para uma deformação progressivamente menor de PT1 para PT3 (Cap. III - Tabela XI e Fig. 11). Na técnica B essa diferença entre os três perfis tem significado estatístico sendo progressivamente menor de trás para diante (Cap. III - Tabela XII e Fig. 13). Em ambas as técnicas, A e B, o sentido da deformação é predominantemente expansivo embora a percentagem de expansão vá diminuindo de PT1 para PT3 (Cap. III - Figs.12 e 14). Com estas duas têndências associadas, podemos depreender que a adaptação nas técnicas A e B melhora de trás para a frente. Nas técnicas C, D e E a deformação relativa média aumenta de PT1 para PT3 ao mesmo tempo que aumenta o sentido contractivo dessa deformação (Cap. III - Tabelas XIII, XIV, XV e Figs. 13, 15, 17; Figs 14, 16,18).

Postos perante a necessidade de classificar as técnicas em função deste parâmetros não há dúvida de que a técnica A se destaca de todas as outras. É a que apresenta uma distribuição mais uniforme da deformação. Na B a deformação vai diminuindo de trás para a frente, ao mesmo tempo que a percentagem de expansão vai também diminuindo. Nas técnicas C, D e E, ao contrário de B, a deformação aumenta de trás para diante e a contracção da deformação idem (sem grandes diferenças entre elas). Significa isto que nas quatro técnicas, B, C, D, e E , embora por dois processos diferentes, assistimos a uma progressiva aproximação da base ao modelo, no sentido postero-anterior. As bases resultantes das técnicas C, D e E, chegam a ultrapassar os limites do modelo (sobreadaptação) sem que, no entanto, ultrapassem a capacidade de tolerância da mucosa oral. De facto, o valor máximo de discrepância encontrado entre a base e o modelo foi de 0,17 mm no PT3, para as técnicas C e D.

Em face do exposto e tendo em conta este parâmetro (deformação relativa média, para os perfis transversais 1, 2 e 3), a ordenação das técnicas seria: 1ª A; 2ªS, C, D e E; 3ª B.

Para conhecermos ainda melhor o comportamento topográfico da deformação, temos que dar resposta à questão 4, em que se põe o problema de saber se a deformação relativa em cada uma das cinco técnicas seria diferente para os segmentos em que foram divididos três perfis, a saber, PT1, PT2 e PLG.

Na técnica A, a deformação relativa média dos cinco segmentos dos PT1 e PT2 mostra resultados com alguma concordância. Em ambos os perfis o segmento mediopalatino é o que apresenta maior deformação relativa

média, sendo o sentido dessa deformação predominantemente expansivo. Os segmentos 1 e 5, correspondentes às vertentes vestibulares, apresentam as menores deformações relativas, sendo o sentido dessa deformação de predomínio contractivo. Os segmentos 2 e 4, correpondentes às vertentes palatinas, apresentam valores intermédios de deformação relativa média, com um sentido de predomínio expansivo (Cap. III - Tabelas XVI, XVII e Figs. 21, 23; Figs 22, 24). A distribuição da deformação relativa média pelos cinco segmentos dos dois perfis mostra alguma simetria, sendo de destacar a maior deformação e maior expansão nos segmentos mediopalatinos e a menor deformação e menor expansão nos segmentos das vertentes vestibulares.

Na técnica B, a deformação relativa média dos cinco segmentos dos PT1 e PT2 também mostra resultados com alguma concordância. Em ambos os perfis, o segmento mediopalatino é o que apresenta a maior deformação relativa, sendo o sentido dessa deformação totalmente expansivo. Os segmentos 1 e 5, correspondentes às vertentes vestibulares, apresentam as menores deformações, mas ainda com predomínio acentuado da expansão. Os segmentos 2 e 4, correspondentes às vertentes palatinas, apresentam valores intermédios de deformação relativa, também com predominância da expansão (Cap. III -Tabelas XVIII, XIX e Figs. 25, 27; Figs. 26, 28). A distribuição da deformação relativa média pelos cinco segmentos dos dois perfis mostra alguma simetria, sendo de destacar a maior deformação nos segmentos mediopalatinos e a menor deformação nos segmentos das vertentes vestibulares. Nos segmentos mediopalatinos a deformação é quase totalmente expansiva, ao passo que os segmentos vestibulares apresentam pequenas percentagens de contracção. Os valores da deformação relativa média dos segmentos dos perfis tranversais da técnica B são, de um modo geral, bastante mais elevados que os da técnica A.

Na técnica C, a deformação relativa média dos cinco segmentos do PT1 não é totalmente concordante com a do PT2. Em PT1 os segmentos mediopalatino e vestibulares são os que apresentam a menor deformação (Cap. III - Tabela XX e Fig. 29). Contudo, enquanto no segmento mediopalatino a deformação é quase totalmente contractiva, nos segmentos extremos alguma percentagem (<47%) dessa deformação é expansiva. Nos segmentos correspondentes às vertentes palatinas a deformação é maior e totalmente contractiva (Cap. III - Fig. 30). Em PT2 os diferentes segmentos mostram valores de deformação relativa média que não permitem uma interpretação tão lógica como em PT1. Mesmo assim, a menor deformação verifica-se nos segmentos mediopalatino e vestibulares e a maior nos segmentos das vertentes palatinas (Cap. III - Tabela XXI e Fig. 31). A deformação dos cinco segmentos é quase totalmente contractiva. Apenas os segmentos vestibulares mostram uma pequena percentagem (<19%) de expansão (Cap. III - Fig. 32). No PT1 verifica-se uma relativa simetria em que a deformação tende a planificar embora ligeiramente a curvatura do perfil. No PT2 a simetria não se verifica devido aos valores da deformação dos segmentos homólogos 1/5 e 2/4 serem diferentes. Contudo, sendo a deformação menor no segmento mediopalatino e nos segmentos vestibulares, continua a verificar-se a mesma tendência para a planificação do perfil.

Na técnica D, a deformação relativa média dos cinco segmentos do PT1 também não é concordante com a do

PT2. Em PT1 os valores da deformação relativa média dos cinco segmentos são muito próximos uns dos outros e em todos eles o sentido da deformação é quase totalmente contractivo (Cap. III - Tabela XXII e Fig. 33; Fig 34). Em PT2 a deformação relativa média vai aumentando de um modo assimétrico do segmento mediopalatino em direcção aos extremos (Cap. III -Tabela XXIII e Fig. 35). O sentido da deformação é quase totalmente contractivo em todos os segmentos (Cap. III - Fig 36). A deformação é relativamente homogénea no PT1 e no PT2 progressivamente maior do segmento mediopalatino para os segmentos vestibulares.

Na técnica E, os resultados da deformação relativa média dos cinco segmentos dos perfis transversais 1 e 2 revelam alguma concordância. Em ambos os perfis, o segmento mediopalatino é o que apresenta menor deformação relativa média, sendo o sentido dessa deformação predominantemente contractivo. Os segmentos 1 e 5 correspondentes às vertentes vestibulares, apresentam as maiores deformações relativas sendo o sentido contractivo da deformação ainda mais acentuado do que no segmento mediopalatino. Os segmentos 2 e 4, correspondentes às vertentes palatinas, apresentam valores intermédios de deformação relativa média com sentido predominantemente contractivo em PT1 e quase totalmente contractivo em PT2 (Cap. III -Tabelas XXIV, XXV e Figs. 37, 39; Figs. 38, 40). A distribuição da deformação relativa média pelos cinco segmentos dos dois perfis mostra alguma simetria (menos nítida em PT2). É de realçar o aumento progressivo dos valores da deformação do centro (segmento mediopalatino) para a periferia (segmentos vestibulares). Se conjugarmos este dado com o facto de a contracção ser menos acentuada nos segmentos mediopalatinos, concluímos que nestes perfis a deformação acentua ligeiramente a sua curvatura.

De notar que nenhuma deformação contractiva observada nos segmentos dos perfis transversais 1 e 2 se aproxima do valor de 0,25 mm definido por Anthony e Peyton[75] como limiar de torerância da mucosa de revestimento das vertentes do osso alveolar residual. O máximo verificado foi de 0,17 mm de média de discrepância entre o modelo e a base no segmento 2 de PT2 na técnica C e no segmento 1 do PT2 na técnica D (Cap. III - Tabelas XXI e XXIII).

Da análise da deformação relativa média dos quatro segmentos do perfil longitudinal nas diferentes técnicas destacamos os dados considerados relevantes. Na técnica A é de notar uma certa homogeneidade na deformação excepto na vertente labial onde, ao contrário do verificado nos outros segmentos, a deformação, além de ligeiramente superior à dos outros segmentos, é fundamentalmente contractiva (Cap. III - Tabela XXVI e Fig. 41; Fig. 42). Contudo não chega a atingir um valor de discrepância em relação ao modelo que não possa ser tolerada pela resiliência da mucosa. Na técnica B o segmento 1 mais posterior e correspondente à área de *post-dam*, é o que apresenta a maior deformação relativa média com a particularidade de ser totalmente expansiva. Nos outros três segmentos, com deformações relativas semelhantes, é de realçar a contractividade do segmento 3 correspondente à maior extensão do palato neste perfil (Cap. III - Tabela XXVII e Fig. 43; Fig. 44). Esta técnica é a que proporciona piores condições ao selamento posterior, dado que é na área de *post-dam* que se regista a

deformação maior e mais expansiva. Nas técnicas C, D e E, as maiores deformações relativas verificam-se no segmento 4, correspondente à vertente labial da placa-base, sendo tal deformação totalmente contractiva. Estes valores elevados da deformação relativa – traduzidos em mm de discrepância entre o modelo e a base, são de 0,23 mm para a técnica C, 0,27 mm para a técnica D e 0,26 mm para a técnica E – bem como o sentido totalmente contractivo da mesma, podem ter alguma uma relevância, ainda que muito pequena. Efectivamente, estão muito próximos dos 0,25 mm definidos por Anthony e Peyton como limite de tolerância da mucosa. Por ordem decrescente de valores, seguem-se as deformações relativas do segmento 1, também totalmente contractivas, que corresponde à área de *post-dam*. Aqui, os valores da deformação relativa são mais pequenos, e, mesmo que o não fossem, não punham problemas de tolerância, dada a conveniência de uma certa compressão mucosa para promover o selamento posterior. Os segmentos 2 e 3 mostram deformações relativas bastante pequenas e semelhantes entre si. De notar apenas alguma preponderância expansiva no sentido da deformação dos segmentos 2 e 3 da técnica E (Cap. III - Tabelas XXVIII, XIX, XXX e Figs. 45, 47, 49; Figs. 46, 48, 50).

A classificação das técnicas, em função do comportamento topográfico da deformação verificada nos segmentos dos perfis transversais 1 e 2 e longitudinal, foi bastante difícil visto que os resultados verificados (quantitativos e/ou qualitativos) não obedeceram a uma lógica (de simetria ou outra) que nos permitisse tirar ilações bem fundamentadas. Apesar disso, podemos afirmar que a melhor técnica seria aquela que apresentasse a deformação menor, mais uniformemente distribuída e com sentido contractivo, sem ultrapassar os limites de tolerância da mucosa.

Tendo em conta estes pressupostos e aquelas limitações, parece-nos que a ordenação mais equilibrada seria: 1ª D; 2ª E; 3ª C; 4ª A; 5ª B.

Em função do que se pretende de uma adaptação ideal (justaposição perfeita entre a base e o modelo em toda a superfície de contacto), elaboramos uma tabela de avaliação e classificação quantitativa das cinco técnicas de polimerização. A pontuação final resultou da hierarquização das técnicas, de acordo com os parâmetros atrás referidos, corrigidos por um factor de ponderação (2 a 5) correspondente à sua importância no conjunto das variáveis em causa. Os critérios da atribuição deste factor de ponderação são da nossa responsabilidade (Tabela I).

Tabela I - Classificação final das técnicas em função da hierarquização corrigida por um factor de ponderação.

Parâmetro de Avaliação	Ponderação	Classificação e (Pontuação) das Técnicas				
		1ª - 5	2ª - 4	3ª - 3	4ª - 2	5ª - 1
deformação global média	5	E (25)	D , C (20)	A (15)	B (10)	
deformação em PT1	4	E (20)	D , C (16)	A (12)	B (8)	
deformação em PT2	3	E (15)	D, C, A (12)	B (9)		
deformação em PT3	2	B (10)	A (8)	E (6)	D, C (4)	
deformação em PLG	3	E, C, D (15)	B (12)	A (9)		
deformação relativa (perfis)	3	A (15)	C, D, E (12)	B (9)		
deformação relativa (segmentos)	4	D (20)	E (16)	C (12)	A (8)	B (4)
CLASSIFICAÇÃO		1ª	2ª	3ª	4ª	5ª
TÉCNICA (PONTUAÇÃO)		E (**114**)	D (**99**)	C (**91**)	A (**79**)	B (**62**)

O valor da pontuação entre parêntesis resulta da multiplicação do valor da classificação pelo factor de ponderação.

IV.2 – COMPARAÇÃO COM OS RESULTADOS DE OUTROS AUTORES

Os valores de deformação verificados no nossso 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 saliva entre uma placa de vidro e outra de polimetilmetacrilato, para uma força de retenção de 117 g (45 ± 1 g / cm^2), referida por Craig[23] em 1960, ou o valor de 12,7 μm referido por Stanitz[32] 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.

Não se atingiu uma deformação global tão pequena em nenhuma das técnicas por nós executada, como a que permitiu a Baemmert[144], baseado no trabalho de Craig[23], afirmar que qualquer ponto da base da prótese que se afaste do modelo menos que 25 μm deve considerar-se adaptado ("accurate").

O mesmo não se pode dizer relativamente ao valor de 0,1 mm que Bláhová[26] 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 1,2 ; 1,2 e 0,09 mm, respectivamente para as técnica C, D e E, 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 "sobreadaptação".

IV.2.1 – ESTUDOS COM MÉTODOS DE MEDIÇÃO TRIDIMENSIONAL

Vamos em seguida deter-nos na comparação dos nossos resultados com os resultados de outros estudos em que os foram utilizados processos de avaliação semelhante, por nos parecer a mais exequível e a mais concludente.

IV.2.1.1 – COMPARADOR DE RUPP MODIFICADO.

Com o comparador de Rupp modificado, utilizado para medir as distâncias de separação entre perfis das bases (resina "Lucitone" processada em banho-maria) e perfis homólogos duma impressão master, Anthony e Peyton[175] verificaram as seguintes discrepâncias: 1 - no perfil transversal a nível dos 2os molares: periferia - 0,5 mm, vertentes laterais - sem discrepância e região medipalatina - 0,2 mm; 2 - no perfil longitudinal: vertente anterior - sem discrepância, vertente palatina - 0,1 mm e área de *post dam* - 0,25 mm.

Segundo estes autores,

um deslocamento de 0,25 mm da mucosa das vertentes laterais e anterior do rebordo alveolar, não é suficiente

para impedir o ajustamento quase completo da base da prótese. Este valor não excede a resiliência média da mucosa oral.

Podemos comparar os nossos resultados verificados a nível de PT1 e de PLG, respectivamente com os do perfil transversal e os do perfil longitudinal do estudo de Anthony e Peyton (A e P). A discrepância média do perfil nas cinco técnicas é sempre inferior aos 0,25 mm, máximo verificado pelos autores, embora a técnica B apresente um valor médio aproximado. Quando comparamos os resultados dos segmentos do perfil (PT1 e PLG) encontramos valores divergentes consoante a técnica.

Tabela II - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P com os do PT1

Estudo / Técnica	vertentes laterais		região mediopalatina
	dta (segment 1)	esq (segment 5)	
Anthony e Peyton	sem discrepâncias		0,2
Técnica A	0,05 (59 +)	0,08 (62 -)	0,20 (81 +)
Técnica B	0,09 (93 +)	0,10 (92 +)	0,32 (100 +)
Técnica C	0,07 (79 -)	0,09 (53 -)	0,08 (96 -)
Técnica D	0,10 (100 -)	0,10 (89 -)	0,09 (100 -)
Técnica E	0,10 (97 -)	0,09 (97 -)	0,03 (71 -)

Nota: entre parêntesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Os resultados apresentados por estes autores são as distâncias lineares medidas na perpendicular entre dois pontos equivalentes dos perfis homólogos da impressão "master" e do "perfil médio" resultante da medição de quatro placas-base. Os gráficos desses perfis eram resultantes da medição de 34 pontos.

As distâncias lineares apresentadas nas cinco técnicas (A, B, C, D e E) resultam da média da discrepância medida em toda a extensão do respectivo segmento de perfil.

Mesmo com esta ressalva é de assinalar a grande discrepância encontrada na região mediopalatina da Técnica B. O predomínio do carácter contractivo de todos os valores da deformação verificada nas Técnica C, D e E realça a importância da avaliação do sentido da deformação na apreciação do significado final da mesma. Diga-se a propósito que o sistema de medição por comparador também permite detectar distorções contractivas, apesar de os autores não apresentarem nenhuma medição com sinal (-).

Tabela III - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P com os do PLG

Estudo / Técnica	vertente anterior	vertente palatina	área de *post-dam*
Anthony e Peyton	s/ discrepância	0,1	0,25
Técnica A	0,17 (85 -)	0,15 (88 +)	0,14 (80 +)
Técnica B	0,11 (97 +)	0,11 (95 +)	0,21 (100 +)
Técnica C	0,23 (100 -)	0,05 (97 -)	0,15 (100 -)
Técnica D	0,27 (100 -)	0,04 (78 -)	0,16 (100 -)
Técnica E	0,27 /100 -)	0,03 (63 +)	0,09 (100 -)

Nota: entre parêntesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Os valores da deformação verificada na vertente anterior das cinco técnicas só fazem sentido se tivermos em conta o sentido dessa deformação. Somente na técnica B a discrepância da placa-base relativamente ao modelo é no sentido do afastamento. Os valores da deformação verificada nas Técnica C, D e E, de sentido totalmente contractivo, estão muito próximos do limiar definido por Anthony e Peyton como limite de tolerância da mucosa.

Em outro estudo, os mesmos autores[75], com base no mesmo método de medição, compararam as discrepâncias observadas em pontos pré-determinados de dois perfis de placas-base (um transversal posterior e outro longitudinal) e de uma impressão "master". De entre os materiais em que eram confeccionadas as bases, estavam incluídos representantes de resinas autopolimerizadas, termopolimerizadas e injectadas. Os melhores resultados foram obtidos pela resina autopolimerizada e os piores pelas resinas injectadas.

As medições foram feitas em 9 pontos do perfil tranversal e 7 do longitudinal. Se relacionarmos o perfil transversal com o PT1, o perfil longitudinal com o PLG, os pontos 2 e 8 com os segmentos vestibulares 1 e 5, os pontos 4 e 6 com os segmentos palatinos 2 e 4 e o ponto 5 com o segmento mediopalatino 3, poderemos elaborar, com as devidas ressalvas, alguns quadros comparativos (Tabelas IV, V, VI, VII, VIII e IX).

Tabela IV - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P - perfil transversal e de PT1. Resina autopolimerizada - técnica C.

Estudo / Técnica	ponto 2 = segmento 1	ponto 8 = segmento 5	ponto 4 = segmento 2	ponto 6 = segmento 4	ponto 5 = segmento 3
A e P	0,127	0,152	0,178	0,127	0,051
Técnica C	0,073 (79% -)	0,086 (53% -)	0,129 (100% -)	0,128 (100% -)	0,077 (96% -)

Tabela V - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P - perfil transversal e de PT1. Resina termopolimerizada (ciclo longo) - técnica A.

Estudo / Técnica	ponto 2 = segmento 1	ponto 8 = segmento 5	ponto 4 = segmento 2	ponto 6 = segmento 4	ponto 5 = segmento 3
A e P	0,178	0,279	0,483	0,178	0,381
Técnica A	0,048 (59% +)	0,084 (62% -)	0,140 (80% +)	0,154 (86% +)	0,203 (81% +)

Tabela VI - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P - perfil transversal e de PT1. Resina injectada - técnica E.

Estudo / Técnica	ponto 2 = segmento 1	ponto 8 = segmento 5	ponto 4 = segmento 2	ponto 6 = segmento 4	ponto 5 = segmento 3
A e P	0,102	0,305	0,584	0,254	0,533
Técnica E	0,100 (97% -)	0,093 (97% -)	0,050 (90% -)	0,060 (82% -)	0,026 71% -)

Nota: entre parêntesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Os valores das discrepâncias do nosso trabalho são substancialmente mais baixos que os de Anthony e Peyton. Se considerarmos que muitos desses valores são resultado de uma contração (principalmente para as técnicas C e E) as diferenças tornam-se ainda mais evidentes (Tabelas IV, V e VI).

Ao contrário destes autores os nossos melhores resultados verificam-se para a técnica de injecção, seguida da técnica autopolimerizável. Os piores resultados são os da técnica termo-polimerizável.

Tabela VII - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P - perfil longitudinal e de PLG. Resina autopolimerizada - técnica C.

Estudo / Técnica	ponto 2 = segmento 4	ponto 4 = segmento 3	ponto 5 = segmento 2	ponto 6 = segmento 1
A e P	0,076	0,330	0,127	0,051
Técnica C	0,229 (100 -)	0,051 (87 -)	0,052 (97 -)	0,153 (100 -)

Tabela VIII - Comparação dos valores de discrepância em mm,do estudo de A e P - perfil longitudinal e de PLG. Resina termopolimerizada (ciclo longo) - técnica A.

Estudo / Técnica	ponto 2 = segmento 4	ponto 4 = segmento 3	ponto 5 = segmento 2	ponto 6 = segmento 1
A e P	0,127	0,432	0,356	0,305
Técnica A	0,170(85 -)	0,144 (82 +)	0,153 (88 +)	0,144 (80 +)

Tabela IX - Comparação dos valores de discrepância em mm, do estudo de A e P - perfil longitudinal e de PLG. Resina injectada - técnica E.

Estudo/Técnica	ponto 2 = segmento 4	ponto 4 = segmento 3	ponto 5 = segmento 2	ponto 6 = segmento 1
A e P	0,178	0,457	0,533	0,559
Técnica E	0,272 (100 -)	0,049 (52 +)	0,033 (63 +)	0,090 (100 -)

Nota: entre parêntesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

No perfil longitudinal, os valores das discrepâncias do nosso trabalho são substancialmente mais baixos que os deste estudo, excepto para a vertente labial (segmento 4) em todas as técnicas, e para a área posterior (segmento 1) da técnica autopolimerizável. Contudo, se considerarmos o sentido contractivo da deformação, também nestes segmentos os resultados do nosso estudo são melhores (Tabelas VII, VIII e IX).

Ao contrário de Anthony e Peyton, os nossos melhores resultados verificaram-se na técnica de injecção, seguida da técnica autopolimerizável, e os piores foram os da técnica termopolimerizável.

Jackson[140] utilizou em 1989 o mesmo processo de medição (comparador de Rupp modificado) para avaliar a discrepância de bases de dois tipos de resina ("Lucitone" - conformação por compressão, termopolimerizada em ciclo longo e "Ivocap" - conformação por injecção) relativamente a uma impressão "master", comparando três perfis homólogos (A, B e C) definidos por 7, 9 e 9 pontos respectivamente. O perfil A corresponde, grosso modo, ao PT3, o B ao PT2 e o C ao PT1. Aparentemente a distância entre os perfis para avaliar as discrepâncias (expressas nas tabelas 1 e 2 do artigo) é medida na vertical (coordenada z). Os valores de maior discrepância correspondem a áreas de maior declive (pontos 4 e 6 do perfil A e 2, 4, 6 e 7 dos perfis B e C). As menores discrepâncias correspondem às áreas mais horizontais (região mediopalatina, topo dos rebordos alveolares e zonas periféricas). Além desta observação, é de notar uma certa assimetria nos valores da discrepância registados para os três perfis e ainda a ausência de valores negativos correspondentes à contracção da base relativamente ao modelo. Os valores de discrepância entre a impressão "master" e as bases de resina variavam de 0,015 a 0,518 mm. Estes valores eram, segundo o autor, considerados não detectáveis pela mucosa oral. Não havia diferenças significativas entre os dois métodos de processamento: compressão - "Lucitone" e injecção - "Ivocap".

Relativamente ao nosso trabalho as únicas comparações que é legítimo estabelecer são as seguintes:

- ponto 5 dos perfis A, B e C com o segmento 3 de PT3, PT2 e PT1, respectivamente (Tabela X);
- ponto 3 e 7 dos perfis B e C com os segmentos 2 e 4 de PT2 e PT1, respectivamente (Tabela XI);

sendo ponto 5 e o segmento 3 correspondentes à região mediopalatina e os pontos 3 e 7, simétricos, correspondentes aos segmentos 2 e 4, também simétricos.

Tabela X - Comparação dos valores de discrepância em mm, entre o ponto 5 dos perfis A, B e C (Jackson) e o segmento 3 de PT3, PT2, e PT1 respectivamente (técnicas A e E).

Material / Técnica	ponto 5 perfil A: segmento 3 PT3	ponto 5 perfil B: segmento 3 PT2	ponto 5 perfil C: segmento 3 PT1
"Lucitone"	0,127	0,091	0,074
Técnica A	0,132 (73% +)	0,163 (80% +)	0,203 (81% +)
"Ivocap"	0,147	0,099	0,109
Técnica E	0,078 (99% -)	0,041 (93% -)	0,026 (71% -)

Tabela XI - Comparação dos valores de discrepância em mm, entre o ponto 3 e 7 dos perfis B e C (Jackson) e os segmentos 2 e 4 de PT2 e PT1 respectivamente (técnicas A e E).

	ponto 3 perfil B: segmento 2 PT2	ponto 7 perfil B: segmento 4 PT2	ponto 3 perfil C: segmento 2 PT1	ponto 7 perfil C: segmento 4 PT1
"Lucitone"	0,328	0,518	0,188	0,490
Técnica A	0,098 (80% +)	0,119 (80% +)	0,140 (80% +)	0,154 (86% +)
"Ivocap"	0,109	0,409	0,168	0,368
Técnica E	0,096 (100% -)	0,063 (99% -)	0,050 (90% -)	0,060 (82% -)

Nota: entre parêntesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Na região médiopalatina, os resultados mais díspares dizem respeito à técnicas A. A técnica E apresenta resultados muito próximos, e até superiores aos do autor. De notar o sentido contractivo da deformação da técnica E (Tabela X).

Nas vertentes internas, os resultados bastante mais elevados apresentados pelo autor têm, seguramente, a ver com a técnica de medição, que é feita na vertical (coordenada z), levando a valores artificialmente exagerados (Tabela XI).

Outro aspecto a realçar, é a assimetria da distorção observada em alguns dos perfis, o que aliás é comum aos dois trabalhos.

IV.2.1.2 – MEDIDOR DE SUPERFÍCIE ("SURFACE METER").

Para avaliar os contornos das base de dentaduras, Barsoum[56] reproduziu-os em gráficos feitos a partir de uma série de medições com um "surface meter". As medições das bases (5 por cada material) eram comparadas com as de uma impressão "master". Foram medidos pontos em 6 perfis transversais paralelos, sendo o primeiro a 1,27 cm do bordo posterior da base e os restantes separados entre si de 2,54 mm. A separação entre os pontos do mesmo perfil era de 1,27 mm. No sentido longitudinal foram medidos 3 perfis: um correspondente à linha média,

um à direita e outro à esquerda, separados do primeiro de 2,54 mm. Os perfis equivalentes podiam ser comparados em gráficos feitos em papel milimétrico. Com base em todos os pontos, foi possível desenhar mapas de discrepância entre a base e a impressão "master". As discrepâncias medidas nas diferentes áreas das bases podem comparar-se com os nossos resultados (Tabela XII).

Tabela XII - Comparação dos valores de discrepância em mm, entre regiões anatómicas (Barsoum - 1ª e 2ª colunas) e segmentos correspondentes (3ª e 4ª colunas) para a resina autopolimerizada (técnica C).

Região anatómica	Resina autop - Barsoum	Resina autop - Técnica C		Segmento
	minimo - máximo de 5	média de 10 e % de (-)		correspondente
palato	0,406 - 0,508	0,077	96% (-)	segmento 3 PT1
vertente palatina dta	0,508 - 0,889	0,129	(100% -)	segmento 2 PT1
vertente palatina esq	0,229 - 0,483	0,128	(100% -)	segmento 4 PT1
vertente vestibular dta	0.000 - 0,406	0,073	(79% -)	segmento 1 PT1
vertente vestibular esq	0,076 - 0,406	0,086	(53% -)	segmento 5 PT1
vertente palatina anter	0,229 - 0,508	0.051	(87% -)	segmento 3 PLG
vertente labial	0,076 - 0,229	0,229	(100% -)	segmento 4 PLG

Nota: entre parentesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Além de resina autopolimerizável, o autor também mediu bases em alumínio, para as quais obteve os melhores resultados (não os apresentamos por não termos elemento de comparação), e em resina termopolimerizada, com a qual obteve os piores resultados (não apresentados no texto do artigo).

De notar a ausência de deformação contractiva (aparentemente detectável por este método de medição), a assimetria dos resultados e ainda o facto das maiores discrepâncias não coincidirem com as zonas de maior declive (vertentes vestibulares). Os valores da discrepância do nosso trabalho são bastante inferiores. Em todos predomina o sentido contractivo (Tabela XII).

IV.2.1.3 – PAQUÍMETRO VERTICAL + COMPARADOR ÓPTICO.

Becker[150] avaliou as alterações dimensionais provocadas pelo precessamento de dentaduras confeccionadas em resina fluida e em resina convencional ("Lucitone" - ciclo longo), sendo esta processada em dois sistemas de inclusão (silicone e gesso, e só gesso). Para isso, na face interna do modelo maquinou sete poços (pinos nas bases das dentaduras, depois de polimerizadas), três dos quais definiam um plano de referência. A coordenada z da base dos poços era medida com o paquímetro vertical e as coordenas x e y com um comparador óptico. Nas suas medições incluiu a quantidade e direcção da distorção das vertentes e do palato da dentadura em três fases: após enceramento, após desinserção do modelo e após polimento.

O autor apresenta os valores das alterações médias dos pontos de referência da superfície interna da dentadura após a sua desinserção do modelo (combinação de todas as técnicas de processamento) para cada uma dos coordenadas, dx, dy, dz, e para cada um dos sete poços. Os valores apresentados em tabela variam de -0,09 mm (dy ponto 2) a 0,11 mm (dz dos ponto 4 e 6), mas a maior parte dos valores são relativamente baixos. De notar a presença de bastantes valores contractivos (negativos).

Os resultados apresentados não são comparáveis com os do nosso trabalho.

Em jeito de conclusão, o autor pensa que nenhuma das técnicas de processamento é superior, no que respeita a alterações dimensionais.

Becker refere-se ainda aos valores baixos de distorção do seu estudo, quando comparados com outros estudos, atribuindo a dois factores: 1 - os outros não avaliaram a distorção tridimensional; 2 - o sistema de referência, em relação ao qual a distorção é avaliada, faz parte da estrutura, não sendo exterior, o que permite que certas distorções possam ser compensadas por outras em sentido contrário. Quando a dentadura é retirada do modelo, as referências também se alteram. O que poderia parecer uma grande alteração dimensional pode, de facto, ser insignificante, tendo em conta todo o conjunto de alterações dimensionais que a dentadura sofre. Pensa o autor que este sistema espelha melhor o que se passa na clínica.

Para nós este argumento não faz sentido. Todos os sistemas de medição, tridimensionais ou outros, têm de ter elementos de referência nas estruturas a medir (no caso presente, bases de dentaduras). Todo o sistema de referência para a medição é "solidário" com o objecto a medir, logo é fácil de comprender que as alterações dimensionais que afectem o objecto necessariamente, repercutir-se-ão no sistema de referência.

IV.2.1.4 – AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

Lechner[177], utilizou em 1984 um método radiográfico para avaliar se a diferença de contorno entre o modelo e as bases de um perfil tranversal a nível posterior dependia da presença ou ausência de "undercuts", da espessura do acrílico palatino e de uma segunda polimerização.

O autor apresenta distância linear entre as marcas das vertentes vestibulares (direita e esquerda) dos modelos e das dentaduras. A percentagem de contracção variava entre 0,25 e 0,87% e não era afectada pela espessura da resina, presença de "undercuts" ou pela segunda polimerização.

Estes resultados não permitem qualquer tipo de confrontação com os do nosso estudo.

IV.2.1.5 – "MICHIGAN COMPUTER-GRAPHICS COORDINATE MEASURING SYSTEM" (MCGCM)

Baemert[144] utilizou como referencial um modelo de metal de contornos geométricos que simulava um maxilar desdentado. Para avaliar a deformação das placas-base calculou o valor vectorial de 22 pontos previamente seleccionados e dispostos transversalmente em dois perfis separados de 7 mm entre si e situados na área mais

posterior do modelo – em termos grosseiros podem corresponder aos PT1 e PT2 do nosso trabalho. O valor vectorial era calculado, usando a versão tridimensional do Teorema de Pitágoras, depois de medidas as coordenadas x, y e z de cada um dos 22 pontos, coincidentes no modelo de metal, nos modelos de gesso e nas bases de resina, relativamente a um ponto de referência R_0. Em cada uma dessas localizações específicas também registou o valor da coordenada z.

Uma das vantagens deste sistema de medição é a de permitir quantificar a contracção em direcção à superfície tecidular do modelo (cristas, vertentes), o que não é possível com métodos indirectos.

Embora o modelo de trabalho seja substancialmente diferente do nosso, há alguma similitude no tipo de medição usado para avaliar a distorção das placas-base.

Se considerarmos os pontos 2 e 10 representativos das vertentes externas dos rebordos alveolares (segmentos 1 e 5), os pontos 4 e 8 das vertentes internas (segmentos 2 e 4) e o ponto 6 representativo da região mediopalatina (segmento 3) ao nível de PT1; os pontos 13 e 21 representativos das vertentes externas dos rebordos alveolares (segmentos 1 e 5), os pontos 15 e 19 das vertentes internas (segmentos 2 e 4) e o ponto 17 representativo da região mediopalatina (segmento 3) ao nível de PT2, podemos estabelecer algumas comparações tendo em conta não os valores vectoriais mas as médias da diferenças dos valores de z entre os modelos e as placas-base (Tabela XIII).

Tabela XIII - Comparação dos valores de discrepância em mm, entre pontos de perfil transversal (Baemmert) e os segmentos correspondentes de PT1 para as resinas termopolimerizada e injectada - técnicas A e E.

Material / Técnica	ponto 2: segm 1 PT1	ponto 10: segm 5 PT1	ponto 4: segm 2 PT1	ponto 8: segm 4 PT1	ponto 6: segm 3 PT1
"Lucitone"	2,965	3,914	1,465	1,016	0,014 (-)
Técnica A	0,048 (59% +)	0,084 (62% -)	0,140 (80% +)	0,154 (86% +)	0,203 (81% +)
"Ivocap"	3,386	3,689	1,315	1,160	0,041 (-)
Técnica E	0,100 (97% -)	0,093 (97% -)	0,050 (90% -)	0,060 (82% -)	0,026 71% -)

Tabela XIV - Comparação dos valores de discrepância em mm, entre pontos de perfil transversal (Baemmert) e os segmentos correspondentes de PT2 para as resinas termopolimerizada e injectada - técnicas A e E.

Material / Técnica	ponto 13 : segm 1 PT2	ponto 21 : segm 5 PT2	ponto 15 : segm 2 PT2	ponto 19 : segm 4 PT2	ponto 17: segm 3 PT2
"Lucitone"	4,042	3,050	0,949	1,413	0,009 (-)
Técnica A	0,084 (57% -)	0,100 (56% +)	0,098 (80% +)	0,119 (80% +)	0,163 (80% +)
"Ivocap"	3,815	3,421	1,126	1,260	0,042 (-)
Técnica E	0,158 (100% -)	0,128 (96% -)	0,096 (100% -)	0,063 (99% -)	0,041 (93% -)

Nota: entre parentesis está a % de expansão (+) ou contracção (-) da deformação.

Em ambos os perfis e para as duas técnicas, os valores da discrepância medida por Baemert nos pontos das vertentes externas são nitidamente exagerados, o que se compreende tendo em conta que a medição não foi feita na mais curta distância entre os perfis mas sim na vertical (coordenada z). Nas vertentes internas, onde o declive é muito menor, a discrepância diminui para valores muito inferiores. Apesar disso pensamos que ainda não correspondem aos valores reais. Nos pontos 6 e 17 correspondentes à região mediopalatina onde a medição não é "falseada", por não haver declive, verificam-se valores de discrepância francamente baixos e com sentido negativo (deformação contractiva), (Tabela XIII).

Não é possível confrontar os valores dos segmentos 1 e 5 (vertentes exteriores) com os valores dos pontos 2/13 e 10/21 (vertentes exteriores), já que estes não foram corrigidos. As diferenças verificadas entre os dois trabalhos nos valores das discrepâncias medidas entre os modelos e as placas-base nas vertentes internas (pontos 4/15 e 8/19 e segmentos 2 e 4 de PT1 e PT2 respectivamente), embora não sejam tão acentuadas como as diferenças verificadas nas vertentes externas, não nos parecem passíveis de comparação. Em relação aos pontos 6/17 correpondentes ao segmento mediopalatino, onde o cotejo de resultados tem mais legitimidade, é de notar que apenas os valores da técnica E se aproximam dos valores verificados por Baemert. Os melhores resultados de Baemert foram encontrados na técnica de polimerização convencional ("Lucitone" em banho-maria, ciclo de polimerização longo - 9 h - 74ºC.) e não com a técnica de injecção como no nosso trabalho (TabelaXIV).

Outros elementos a realçar são o aparecimento de valores com sinal (-) e a existência de uma simetria relativa de deformação. Não sabemos até que ponto esta simetria se relaciona com a forma geométrica do modelo utilizado. Mesmo assim, a simetria não é completa, pois há alguns pontos assimétricos quer em quantidade quer em qualidade (+ ou -).

Turck[184], publicou em 1992 um estudo em que comparou as alterações dimensionais de 3 resinas ("Lucitone" - polimerização tradicional; "Acron-MC" - micro-ondas e "Triad II": VLC), utilizando o mesmo modelo, os mesmos pontos e a mesma técnica de medição do estudo anterior. Nos resultados apresenta apenas os valores médios (coordenada z) das alterações dimensionais entre o modelo e as dentaduras: 0,94 ± 1,3 mm (= média ± desvio padrão), para a técnica convencional; 0,99 ± 1,4 mm para a técnica de micro-ondas; e 1,2 ± 1,5 mm para o método VLC).

Este estudo não acrescenta nada de novo ao anterior. A ausência de dados mais pormenorizados retira-lhe grande parte do interesse em eventual comparação, apesar de ter usado um sistema de medição tridimensional.

Se é legítimo estabelecer qualquer confrontação com o nosso estudo, os únicos dados que podemos relacionar são os da deformação global média da duas primeiras resinas. Nos nossos valores pode verificar-se que a média da distância entre os perfis do modelo e da respectiva placa-base é de 0,14 mm para a técnica A (polimerização tradicional) e 0,12 mm para a técnica D (polimerização por micro-ondas). Não utilizamos nenhuma técnica de fotopolimerização.

Apesar de utilizar também o mesmo processo de medição tridimensional, Jackson[142], em 1993, não apresenta valores individuais dos pontos medidos, de modo a que se possa estabelecer qualquer comparação de resultados. A matriz de medição é constituída por 100 pontos distribuídos em 4 linhas paralelas e separadas de 5,0 mm (25 pontos cada, distribuídos num compasso regular de 2,75 mm). As 4 linhas estão situadas na área posterior do palato. Cada ponto é medido nas suas coordenadas x, y e z, e a partir daí é calculado o seu valor vectorial que representa a distância real entre o ponto zero do plano de referência e o ponto medido.

Para quantificar a deformação, o autor apresenta como resultado as médias das somas dos valores vectoriais das 15 placas-base utilizadas em cada técnica, com a média das somas dos valores vectoriais de cinco impressões "master" (em resina epóxi) de modelos convencionais. Verificaram-se diferenças entre as impressões "master" e as bases de três tipos de processamento utilizados ("Lucitone" em banho-maria a 74ºC durante 9h; "Ivocap" em banho-maria a 100ºC durante 35 min, sob pressão de 6 bar; "PERform" resina fluida assistida por vácuo, em banho-maria a 100ºC durante 30 min e 5 bar de pressão). As diferenças só eram significativas para a primeira técnica; eram mais acentuadas nas vertentes vestibulares e palatinas dos rebordos alveolares e diminuíam da linha 1 para a linha 4 ou seja de trás para diante.

A diferença para o valor de z entre as placas-base e as impressões "master" em cada um dos 100 pontos não é publicada.

Uma nota importante é referida neste estudo: a precisão e confiança nas medições são afectadas quando o plano de referência usado para medir as impressões "master" (ou modelos-"master") e as bases das dentaduras não é exactamente o mesmo. Apesar de tecnicamente tudo se fazer para que o plano seja o mesmo para os modelos e para as bases, deve reconhecer-se que podem ocorrer diferenças como resultado das alterações dimensionais sofridas pelas bases, inerentes ao processo de polimerização utilizado. Esta limitação foi também referida por Becker [50] e sobre ela já emitimos opinião.

IV.2.1.6 – MÁQUINA DE MEDIR POR COORDENADAS COMPUTADORIZADA (MMCC).

Harrison[155] mediu dez perfis transversais separados de 2 mm, na área mais posterior de quatro modelos, e os perfis homólogos das base correspondentes. Calculou a área total de discrepância em mm^2 , entre os perfis homólogos dos quatro pares modelo/base. Estas áreas, que variavam entre 26,897 e 35,608 mm^2, eram equivalentes às areas de separação entre perfis, apresentadas no nosso estudo como representativas da deformação global média. Contudo, os modelos de estudo são diferentes. Por outro lado, ao não referir o comprimentos dos perfis, dado indispensável à execução de alguns cálculos fundamentais para a abtenção de resultados fidedignos, o autor inviabiliza a comparação com o nosso trabalho.

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.

IV.2.2 – ESTUDOS COM OUTROS MÉTODOS DE MEDIÇÃO

Não se podem comparar resultados obtidos por processos de medição diferentes. Não havendo um método de medição estandardizado é difícil comparar resultados. Contudo, esta condição não justifica a omissão da literatura na qual o tema da *adaptação* é abordado recorrendo a métodos de investigação e de avaliação diversos daquele por nós utilizado.

IV.2.2.1 – TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA COM INJECÇÃO DA RESINA SOB PRESSÃO CONTÍNUA

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

Strohaver[172] e Sykora e Sutow[187] verificaram um menor aumento da dimensão vertical com o sistema de injecção, 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[153, 165, 188].

Salim[100] comparou o sistema de injecção, o tradicional e o sistema 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 injecção com a polimerização convencional em três ciclos (um rápido e dois longos), mostrou a superioridade do método de injecção, não só após a polimerização como ao fim de quatro meses[107].

Sykora e Sutow[187] confirmaram a superioridade do sistema de injecção sobre o sistema "pack and press" logo após a polimerização, e uma semana após imersão em água.

Em trabalhoa de investigação mais antigos, o sistema de injecção era referido como não tendo vantagens

sobre o sistema convencional[82, 138, 189] ou como sendo inferior em termos de estabilidade dimensional, aos sistemas convencional e autopolimerizável[75].

Estudos mais recentes[140, 144] referem a ausência de diferenças significativas entre o sistema de injecção e o sistema "pack and press".

Os resultados da nossa investigação são favoráveis ao sistema de termo-polimerização com injecção da resina sob pressão contínua, quando comparado com o sistema de termo-polimerização com conformação da resina por compressão. Mesmo tendo em conta os diferentes sistemas de avaliação das alterações dimensionais, estamos de acordo com a maior parte dos estudos mais recentes sobre este assunto.

IV.2.2.2 – TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS

Kimura[115], sem referir o método de medição e sem apresentar resultados, diz que as resinas polimerizadas por micro-ondas mostram melhor adaptação que as resinas polimerizadas em banho-maria.

Num estudo de Takamata[167], 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-Hanbali[166], 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.)

Shlosberg[168] 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), Turck[184] não encontrou diferenças significativas, quer após a desinserção do modelo, quer depois da imersão em água durante 17 dias.

Em 1993, Harrison[156] 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.

Havendo necessidade de interpretar esta discordância, diríamos que todas as conjecturas são falaciosas, em face da ausência duma normalização de materias e métodos de investigação. Não nos parece correcto comparar resinas diferentes polimerizadas em fornos de micro-ondas regulados com potências e tempos de exposição variáveis, e avaliadas com métodos de medição também diversos.

A resina por nós utilizada não era especialmente formulada para polimerização em micro-ondas.

IV.2.2.3 – POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTOPOLIMERIZAÇÃO)

Skinner[123] 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. A resina autopolimerizável, se processada a 37ºC, em vez de à temperatura ambiente, sofria maior contracção de polimerização.

Num estudo laboratorial e clínico efectuado durante dois anos, Mowery[133] constatou que a média da contracção de polimerização foi maior para a resina termopolimerizada (ciclo longo e ciclo curto) que para a autopolimerizada. Anotou também uma maior expansão média das dentaduras autopolimerizadas (absorvem menos água durante a polimerização, embora absorvam mais durante a utilização). Os pacientes não referiam sintomas relacionados com as alterações verificadas.

Em 1961, Mirza[146] confirmou estes resultados num estudo clínico.

Polyzois[110] 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 tranversal posterior), depois da base ser separada e novamente colocada no modelo. A maior discrepância ocorreu na linha média, sendo muito menor nas cristas residuais (nestas não havia diferenças entre as resinas). Na linha média, a melhor adaptação foi conseguida com a resina autopolimerizável, seguida pelas outras duas.

No estudo efectuado em 1962, Anthony e Peyton[75] 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 injecção.

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, é comprensível que aquele factor tenha um papel quase insignificante na deformação das bases de resina autopolimerizável. Assim, compreende-se que seja praticamente unânime a referência a uma menor deformação das bases de dentaduras processadas com resina autopolimerizável, 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 no sistema "pack and press".

IV.2.2.4 – TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO LONGO – 9 h a 74º C.)

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.

Nestes pressupostos, não admira que os estudos comparativos raramente a coloquem numa posição de total desvantagem, mesmo tendo apenas em conta o parâmetro da adaptação.

No nosso estudo, dedicado somente ao fenómeno da adaptação, a técnica A (polimerização em banho-maria: ciclo longo) 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.

IV.2.2.5 – TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO CURTO – 45 min a 100° C).

Huggett[141], utilizando a mesma resina, comparou 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. O ciclo longo com ebulição terminal seria o mais vantajoso pela menor deformação e menor quantidade de monómero residual.

O "Trevalon", resina termopolimerizável, pode ser polimerizado em três ciclos: curto (40 minutos), médio (2 horas) e longo (15 horas). Murphy[152] 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.

Polyzois[110], investigou em 1987o 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.

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 é escassa.

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 somente relacionads com a técnica de polimerização.

Apesar de este ciclo de polimerização ser um dos indicados 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.

Sendo o objectivo inicial do nosso estudo comparar técnicas de processamento/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 – tema basilar deste

subcapítulo, mantém o seu interesse. Verificamos o seguinte:

- há concordância global dos resultadosdo nosso trabalho com os de outros autores;
- as poucas discordâncias são de interpretação difícil pela interposição de factores não estandardizados.

IV.3 – ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS E DISTORÇÃO

Kern[190] afirmava que as alterações dimensionais que ocorrem depois do processamento podem ser influenciadas pela libertação de tensões que resultam em distorções, como indica a falta de uniformidade no comportamento de certos espécimes do mesmo material.

Num estudo sobre distorção e contracção de próteses mandibulares, com medições antes e depois do processamento, Lechner[194] concluiu que ocorriam contracções em toda as dimensões (a maior contracção ocorria na direcção antero-posterior ao longo da vertente lingual). As diferenças de contracção nas várias dimensões reforçava o conceito de distorção *versus* simples contracção durante o processamento da dentadura. Nesse estudo foi utilizada apenas uma resina ("Vertex") e uma técnica de polimerização (banho-maria a 70° C – 9h).

Na adaptação da base da dentadura ao modelo, o efeito da contracção de polimerização não se torna evidente logo após o processamento. Quando a base, processada pelo método de compressão, é removida do modelo, libertam-se tensões acumuladas que provocam distorção e, consequentemente, pior adaptação[179].

Apesar destes trabalhos, o modo como as alterações dimensionais podem alterar a forma da base da dentadura é um aspecto pouco referido pelos diversos autores, talvez pelas limitações dos sistemas utilizados na medição.

Numa tentativa de melhor o compreender, fizemos do fenómeno da distorção um dos objectivos da nossa investigação.

Se nos reportarmos a alguns dos nossos resultados, verificamos que a distribuição da deformação nas placas base é, em média, diferente de técnica para técnica:

- A deformação varia em função do perfil considerado – é relativamente uniforme nos três perfis transversais da técnica A (Cap.III Fig. 11), ao apsso que nas restantes técnicas a variação perfil a perfil é substancial (Cap. III Figs. 13, 15, 17 e 19).
- Varia, também, em função dos diferentes segmentos em que foram divididos os perfis transversais. Apenas no PT1 da técnica D a deformação entre os diversos segmentos é relativamente uniforme. Nos restantes, o que predomina é uma desigualdade na deformação relativa, conforme o segmento do perfil considerado. Em alguns perfis (PT1 técnica A, PT1 técnica B, PT1 técnica E), a deformação relativa é praticamente igual nos segmentos simétricos enquanto nos restantes a deformação é errática.

Estas considerações acabam por reforçar 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.

V – CONCLUSÕES

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

- O processo de medição das alterações dimensionais das bases deve permitir uma leitura tridimensional da deformação para reflectir a realidade da mesma.
- A base da dentadura deve ser medida separadamente do modelo de referência, para que os resultados não sejam falseados.

- As alterações dimensionais verificadas nas bases acrílicas (deformação global e deformação nas diferentes áreas anatómicas) dependem, pelo menos em parte, da técnica de processamento/polimerização utilizada.
- As alterações dimensionais ocorridas não são uniformes em toda a extensão da base.
- A deformação resultante das alterações dimensionais pode ocorrer em qualquer direcção dos três planos do espaço.

- 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 a 100º 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 74º C durante 9 horas);
5ª -Técnica B (termo-polimerização em banho-maria de 100º C durante 45 minutos).

VI - ANEXOS

Em anexo são apresentadas 50 tabelas com os dados das medições efectuadas pela Máquina de Medir por Coordenadas Computadorizada nos modelos de gesso/bases acrílicas – 10 por técnica.

Em cada tabela podem ler-se os os seguintes dados para cada segmento dos 4 perfis (PT1, PT2, PT3, PLG):

- deformação contractiva (DEFORM -);
- deformação expansiva (DEFORM +);
- soma do valor absoluto das duas deformações (SOMA ABS);
- comprimento do segmento (COMPRIM);
- deformação relativa ou deformação por unidade de comprimento (ÁREA DEF/COMP);
- percentagens de deformação expansiva e de deformação contractiva (EXPANSÃO/CONTRACÇÃO).

Podem ler-se ainda os TOTAIS de cada perfil e o TOTAL de cada elemento amostral.

A seguir a cada tabela é apresentada uma figura com a representação gráfica dos 4 perfis do modelo de gesso e dos perfis homólogos da base correspondente. Tabela e figura dizem respeito ao mesmo elemento amostral.

TABELA I - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
1	TRANSV 1	1	-0,174	0,078	0,252	0,868	0,290	31%	-69%
		2	0,000	1,221	1,221	0,879	1,389	100%	0%
		3	0,000	7,706	7,706	3,339	2,308	100%	0%
		4	0,000	2,161	2,161	1,235	1,750	100%	0%
		5	-0,721	0,118	0,838	0,985	0,851	14%	-86%
	TOTAL		-0,895	11,283	12,178	7,306	1,667	93%	-7%
	TRANSV 2	1	-0,384	0,240	0,624	0,932	0,670	39%	-61%
		2	0,000	0,489	0,489	0,725	0,674	100%	0%
		3	0,000	5,853	5,853	3,420	1,711	100%	0%
		4	0,000	1,221	1,221	0,893	1,367	100%	0%
		5	-0,475	0,290	0,765	0,944	0,810	38%	-62%
	TOTAL		-0,859	8,093	8,952	6,915	1,295	90%	-10%
	TRANSV 3	1	-0,422	0,138	0,560	0,976	0,574	25%	-75%
		2	-0,718	0,000	0,718	0,815	0,881	0%	-100%
		3	-0,266	3,269	3,535	2,868	1,233	92%	-8%
		4	-0,081	0,316	0,397	0,932	0,425	80%	-20%
		5	-0,601	0,066	0,667	0,724	0,922	10%	-90%
	TOTAL		-2,088	3,789	5,877	6,315	0,931	64%	-36%
	LONGITUD	1	0,000	0,836	0,837	0,703	1,189	100%	0%
		2	0,000	3,653	3,653	2,235	1,635	100%	0%
		3	-0,004	1,013	1,017	0,758	1,341	100%	0%
		4	-1,315	0,000	1,315	0,760	1,731	0%	-100%
	TOTAL		-1,319	5,502	6,821	4,456	1,531	81%	-19%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-5,161	28,668	33,829	24,992	1,354	85%	-15%

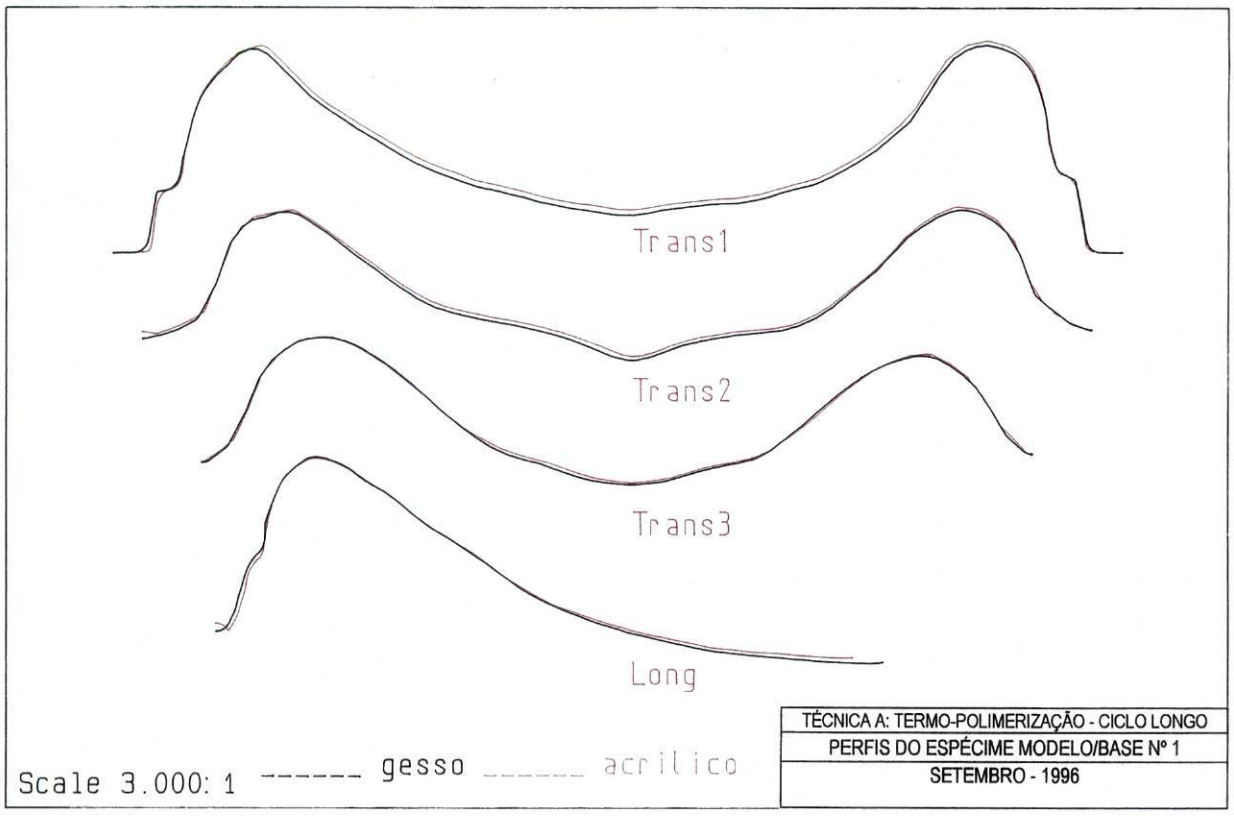


Fig. 1 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 1 da técnica A.

TABELA II - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
2	TRANSV 1	1	-0,053	0,035	0,088	0,855	0,103	39%	-61%
		2	0,000	1,050	1,050	0,877	1,198	100%	0%
		3	0,000	8,574	8,574	3,340	2,567	100%	0%
		4	0,000	2,906	2,906	1,230	2,363	100%	0%
		5	-0,200	0,581	0,781	0,969	0,806	74%	-26%
	TOTAL		-0,253	13,146	13,400	7,271	1,843	98%	-2%
	TRANSV 2	1	-0,415	0,151	0,566	0,923	0,613	27%	-73%
		2	0,000	0,304	0,304	0,722	0,421	100%	0%
		3	0,000	6,781	6,781	3,420	1,983	100%	0%
		4	0,000	1,815	1,815	0,891	2,037	100%	0%
		5	-0,059	0,933	0,992	0,934	1,062	94%	-6%
	TOTAL		-0,474	9,984	10,458	6,891	1,518	95%	-5%
	TRANSV 3	1	-0,490	0,157	0,646	0,966	0,669	24%	-76%
		2	-0,737	0,000	0,737	0,813	0,906	0%	-100%
		3	-0,147	3,914	4,062	2,866	1,417	96%	-4%
		4	0,000	0,994	0,994	0,931	1,067	100%	0%
		5	-0,118	0,406	0,524	0,710	0,738	77%	-23%
	TOTAL		-1,492	5,471	6,962	6,286	1,108	79%	-21%
	LONGITUD	1	0,000	1,374	1,374	0,703	1,955	100%	0%
		2	0,000	4,518	4,518	2,235	2,021	100%	0%
		3	0,000	1,286	1,286	0,754	1,705	100%	0%
		4	-1,103	0,018	1,120	0,704	1,592	2%	-98%
	TOTAL		-1,103	7,196	8,299	4,397	1,888	87%	-13%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-3,322	35,797	39,120	24,845	1,575	92%	-8%

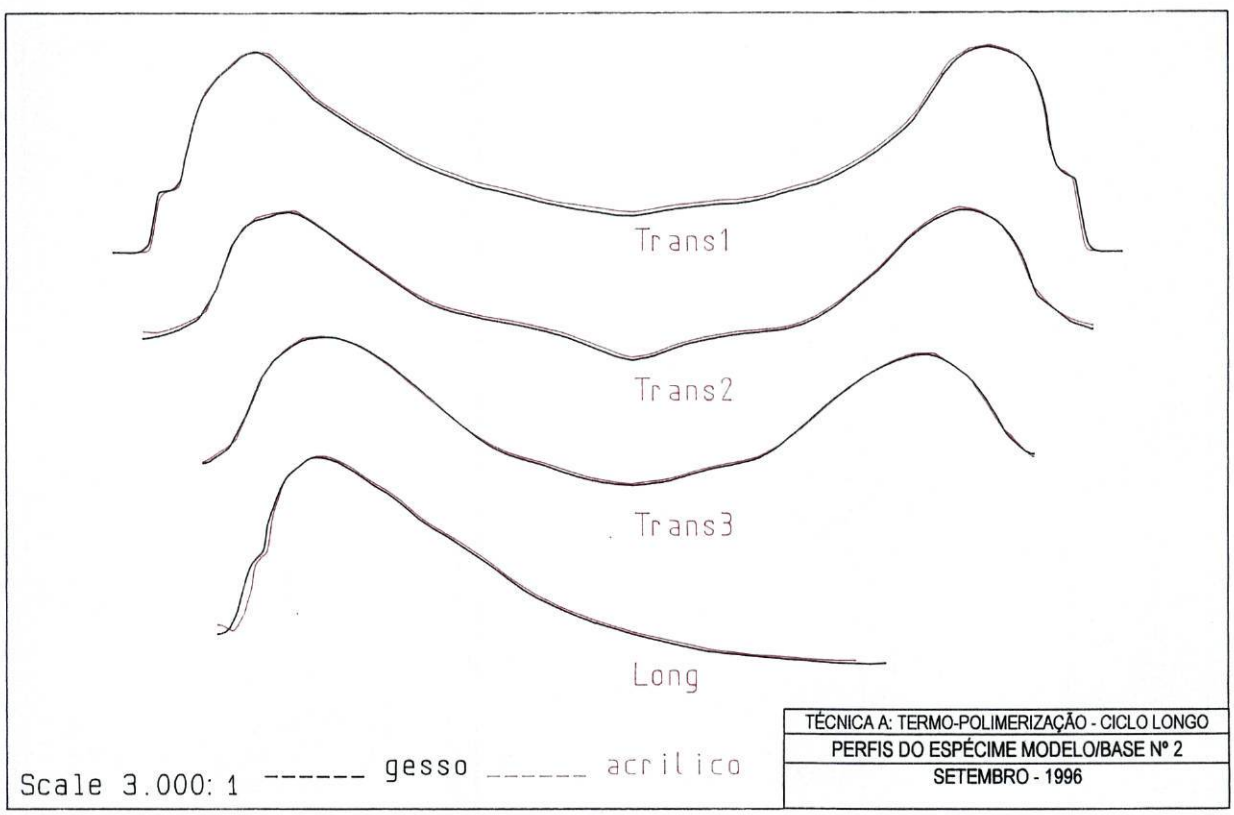


Fig. 2 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 2 da técnica A.

TABELA III - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
3	TRANSV 1	1	0,000	0,912	0,912	0,861	1,059	100%	0%
		2	0,000	2,194	2,194	0,876	2,504	100%	0%
		3	0,000	11,052	11,052	3,343	3,307	100%	0%
		4	0,000	2,620	2,620	1,223	2,142	100%	0%
		5	-0,048	0,742	0,791	0,979	0,808	94%	-6%
	TOTAL		-0,048	17,521	17,570	7,282	2,413	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,037	1,067	1,104	0,921	1,199	97%	-3%
		2	0,000	1,624	1,624	0,723	2,247	100%	0%
		3	0,000	10,269	10,269	3,424	2,999	100%	0%
		4	0,000	1,745	1,745	0,887	1,967	100%	0%
		5	0,000	1,139	1,139	0,938	1,215	100%	0%
	TOTAL		-0,037	15,844	15,882	6,893	2,304	100%	0%
	TRANSV 3	1	-0,045	1,043	1,088	0,966	1,127	96%	-4%
		2	0,000	0,966	0,966	0,815	1,186	100%	0%
		3	0,000	7,137	7,137	2,870	2,486	100%	0%
		4	0,000	1,196	1,196	0,929	1,287	100%	0%
		5	-0,001	0,659	0,660	0,724	0,912	100%	0%
	TOTAL		-0,046	11,001	11,046	6,304	1,752	100%	0%
	LONGITUD	1	0,000	1,921	1,921	0,703	2,732	100%	0%
		2	0,000	7,225	7,225	2,238	3,228	100%	0%
		3	0,000	2,490	2,490	0,754	3,300	100%	0%
		4	-0,613	0,397	1,011	0,734	1,377	39%	-61%
	TOTAL		-0,613	12,034	12,647	4,430	2,855	95%	-5%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-0,745	56,400	57,145	24,908	2,294	99%	-1%

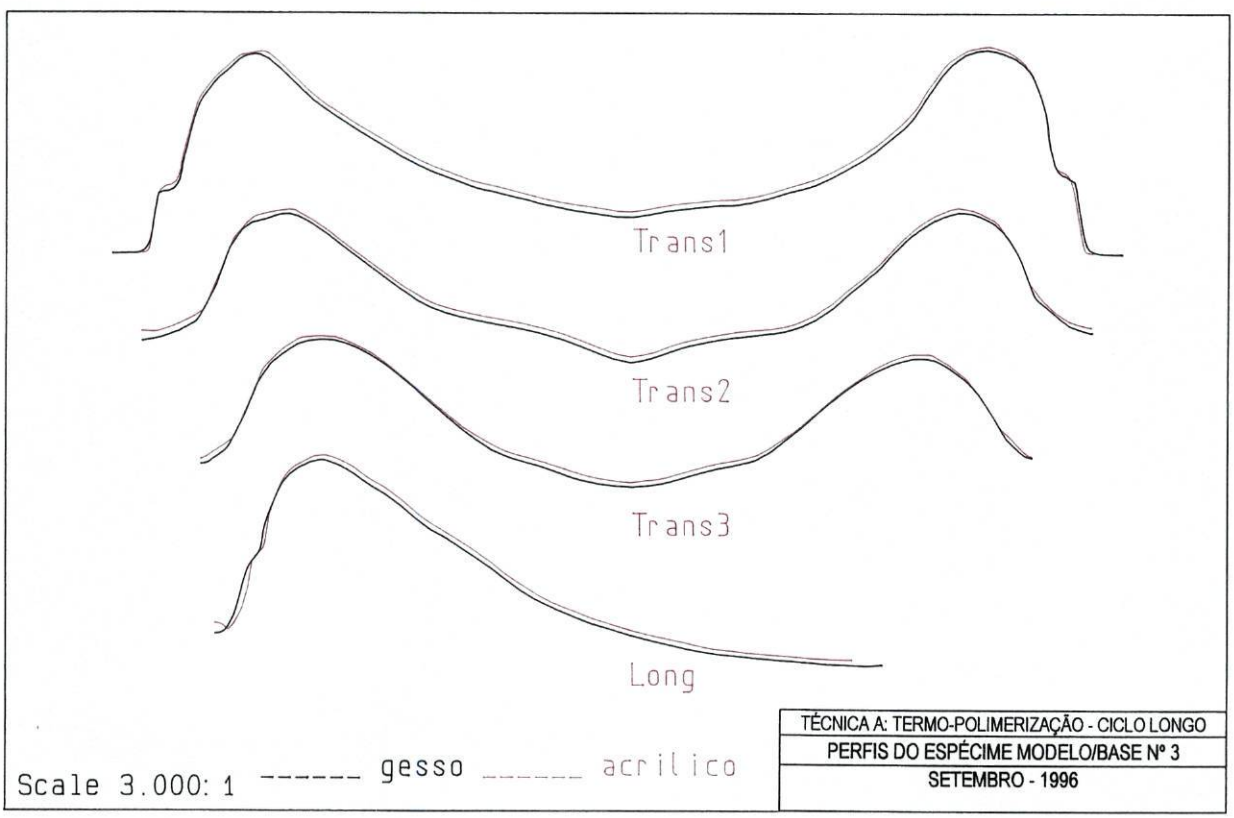


Fig. 3 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 3 da técnica A.

TABELA IV - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
4	TRANSV 1	1	-0,108	0,082	0,190	0,854	0,223	43%	-57%
		2	0,000	0,924	0,924	0,878	1,052	100%	0%
		3	0,000	5,930	5,930	3,340	1,775	100%	0%
		4	0,000	1,316	1,316	1,230	1,070	100%	0%
		5	-0,506	0,049	0,555	0,968	0,574	9%	-91%
	TOTAL		-0,615	8,301	8,916	7,271	1,226	93%	-7%
	TRANSV 2	1	-0,668	0,053	0,721	0,925	0,779	7%	-93%
		2	0,000	0,399	0,399	0,724	0,551	100%	0%
		3	0,000	3,829	3,829	3,421	1,119	100%	0%
		4	-0,001	0,337	0,337	0,889	0,380	100%	0%
		5	-0,373	0,310	0,683	0,937	0,728	45%	-55%
	TOTAL		-1,041	4,928	5,969	6,896	0,866	83%	-17%
	TRANSV 3	1	-0,896	0,017	0,913	0,970	0,941	2%	-98%
		2	-0,987	0,000	0,987	0,813	1,214	0%	-100%
		3	-0,594	1,409	2,003	2,869	0,698	70%	-30%
		4	-0,531	0,065	0,596	0,932	0,639	11%	-89%
		5	-0,603	0,025	0,629	0,722	0,870	4%	-96%
	TOTAL		-3,611	1,516	5,128	6,307	0,813	30%	-70%
	LONGITUD	1	0,000	0,423	0,423	0,704	0,601	100%	0%
		2	0,000	1,498	1,498	2,234	0,671	100%	0%
		3	-0,142	0,142	0,284	0,757	0,375	50%	-50%
		4	-1,743	0,000	1,743	0,748	2,330	0%	-100%
	TOTAL		-1,884	2,063	3,948	4,443	0,888	52%	-48%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-7,152	14,746	21,898	24,917	0,879	67%	-33%

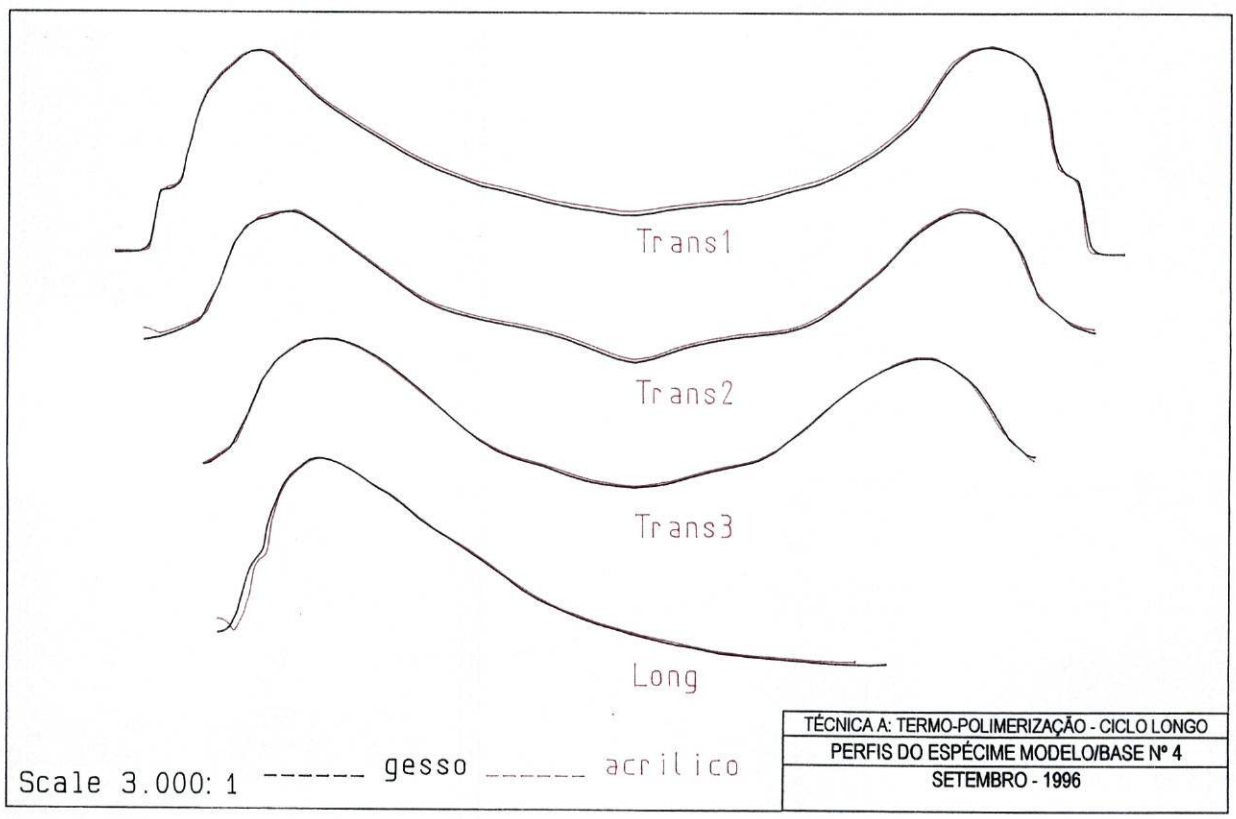


Fig. 4 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 4 da técnica A.

TABELA V - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
5	TRANSV 1	1	-0,240	0,027	0,266	0,844	0,316	10%	-90%
		2	-0,678	0,000	0,678	0,878	0,773	0%	-100%
		3	-0,820	0,077	0,897	3,340	0,269	9%	-91%
		4	-0,286	0,328	0,614	1,227	0,501	53%	-47%
		5	-1,552	0,000	1,552	0,964	1,610	0%	-100%
	TOTAL		-3,576	0,432	4,008	7,252	0,553	11%	-89%
	TRANSV 2	1	-0,927	0,000	0,927	0,919	1,008	0%	-100%
		2	-0,986	0,000	0,986	0,722	1,366	0%	-100%
		3	-2,167	0,000	2,167	3,420	0,634	0%	-100%
		4	-0,268	0,000	0,268	0,888	0,301	0%	-100%
		5	-1,588	0,000	1,588	0,934	1,701	0%	-100%
	TOTAL		-5,935	0,000	5,935	6,882	0,862	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,219	0,000	1,219	0,963	1,266	0%	-100%
		2	-2,135	0,000	2,135	0,812	2,629	0%	-100%
		3	-3,142	0,000	3,142	2,867	1,096	0%	-100%
		4	-1,223	0,000	1,223	0,929	1,317	0%	-100%
		5	-1,703	0,000	1,703	0,709	2,401	0%	-100%
	TOTAL		-9,422	0,000	9,422	6,280	1,500	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,963	0,000	0,963	0,703	1,370	0%	-100%
		2	-0,590	0,160	0,749	2,235	0,335	21%	-79%
		3	-0,331	0,021	0,352	0,753	0,468	6%	-94%
		4	-2,194	0,000	2,194	0,694	3,159	0%	-100%
	TOTAL		-4,077	0,181	4,259	4,385	0,971	4%	-96%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-23,011	0,613	23,624	24,799	0,953	3%	-97%

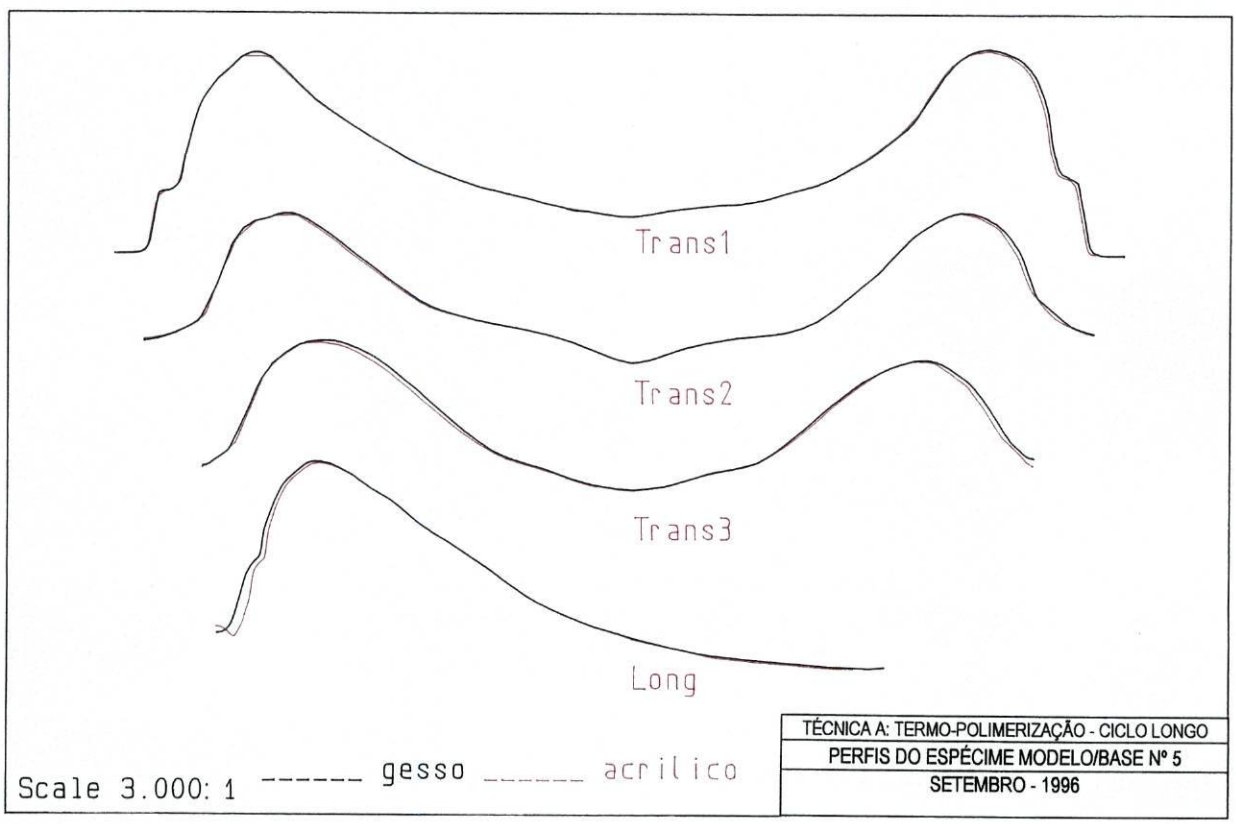


Fig. 5 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 5 da técnica A.

TABELA VI - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
6	TRANSV 1	1	0,000	0,995	0,995	0,867	1,148	100%	0%
		2	0,000	1,763	1,763	0,877	2,011	100%	0%
		3	0,000	10,651	10,651	3,342	3,187	100%	0%
		4	0,000	3,112	3,112	1,224	2,543	100%	0%
		5	-0,417	0,480	0,897	0,981	0,914	53%	-47%
	TOTAL		-0,417	17,001	17,418	7,291	2,389	98%	-2%
	TRANSV 2	1	-0,008	1,055	1,063	0,925	1,150	99%	-1%
		2	0,000	0,896	0,896	0,722	1,240	100%	0%
		3	0,000	8,593	8,593	3,423	2,510	100%	0%
		4	0,000	1,817	1,817	0,887	2,049	100%	0%
		5	-0,118	0,761	0,879	0,935	0,940	87%	-13%
	TOTAL		-0,127	13,121	13,248	6,892	1,922	99%	-1%
	TRANSV 3	1	-0,039	0,991	1,030	0,968	1,065	96%	-4%
		2	-0,268	0,179	0,446	0,813	0,549	40%	-60%
		3	-0,067	5,020	5,087	2,871	1,772	99%	-1%
		4	0,000	0,893	0,893	0,929	0,961	100%	0%
		5	-0,203	0,282	0,486	0,719	0,675	58%	-42%
	TOTAL		-0,577	7,365	7,942	6,300	1,261	93%	-7%
	LONGITUD	1	0,000	1,479	1,479	0,703	2,102	100%	0%
		2	0,000	5,122	5,122	2,240	2,287	100%	0%
		3	0,000	1,393	1,393	0,753	1,850	100%	0%
		4	-0,300	0,329	0,629	0,748	0,841	52%	-48%
	TOTAL		-0,300	8,324	8,624	4,445	1,940	97%	-3%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-1,421	45,810	47,231	24,928	1,895	97%	-3%

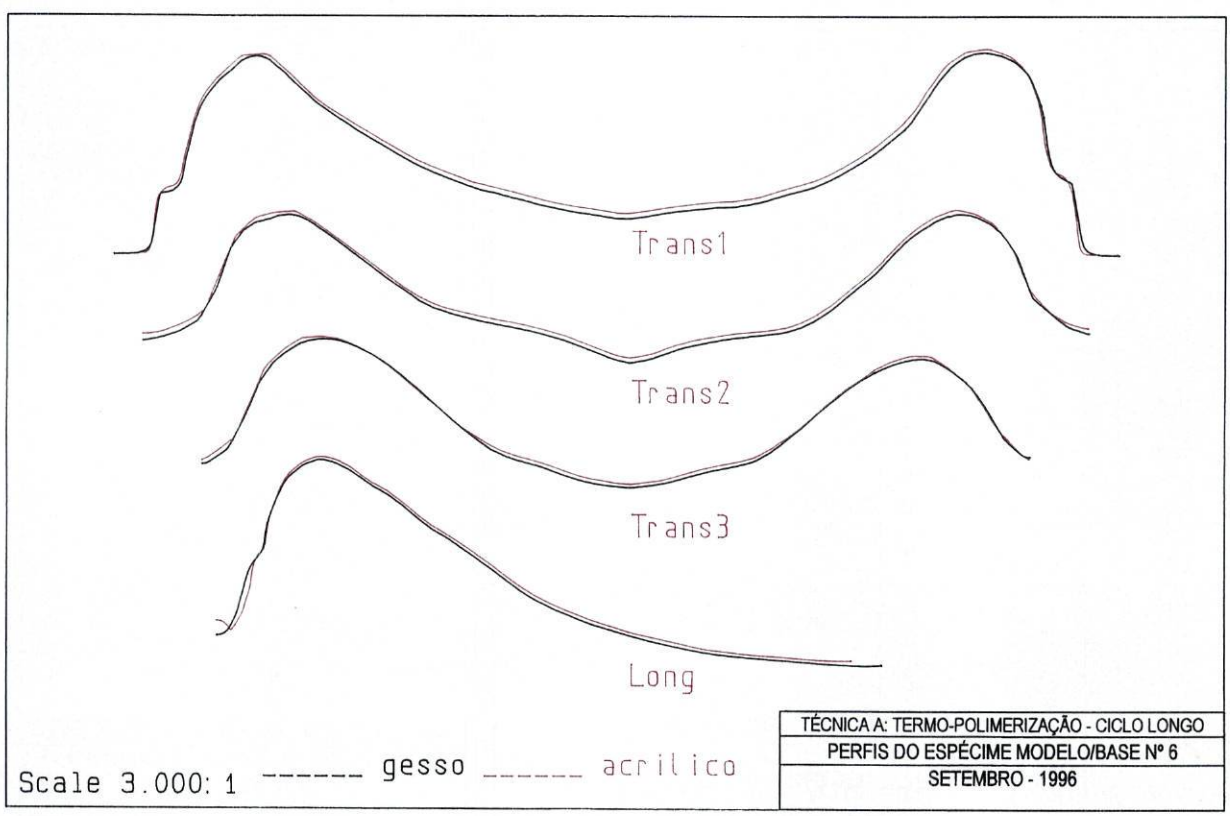


Fig. 6 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 6 da técnica A.

TABELA VII - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-)	DEFORM (+)	SOMA (ABS)	COMPRIM	ÁREA DEF/COMP	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO	
AMOSTRAL			mm2	mm2	mm2	cm	mm2/cm	PERCENTAGEM	
7	TRANSV 1	1	-0,024	0,220	0,244	0,879	0,277	90%	-10%
		2	0,000	1,518	1,518	0,870	1,745	100%	0%
		3	0,000	7,612	7,612	3,336	2,282	100%	0%
		4	0,000	1,981	1,981	1,220	1,624	100%	0%
		5	-0,150	0,291	0,441	0,996	0,443	66%	-34%
	TOTAL		-0,174	11,622	11,796	7,300	1,616	99%	-1%
	TRANSV 2	1	-0,389	0,337	0,727	0,934	0,778	46%	-54%
		2	0,000	0,668	0,668	0,717	0,931	100%	0%
		3	0,000	5,930	5,930	3,415	1,737	100%	0%
		4	0,000	1,007	1,007	0,879	1,145	100%	0%
		5	-0,100	0,642	0,742	0,946	0,784	86%	-14%
	TOTAL		-0,489	8,585	9,074	6,892	1,317	95%	-5%
	TRANSV 3	1	-0,397	0,380	0,777	0,978	0,794	49%	-51%
		2	-0,326	0,062	0,388	0,806	0,481	16%	-84%
		3	-0,188	3,484	3,673	2,861	1,284	95%	-5%
		4	-0,111	0,446	0,556	0,918	0,606	80%	-20%
		5	-0,087	0,311	0,398	0,726	0,548	78%	-22%
	TOTAL		-1,108	4,684	5,792	6,290	0,921	81%	-19%
	LONGITUD	1	0,000	1,033	1,033	0,704	1,468	100%	0%
		2	0,000	3,868	3,868	2,231	1,734	100%	0%
		3	0,000	1,199	1,199	0,746	1,607	100%	0%
		4	-0,472	0,209	0,680	0,763	0,892	31%	-69%
	TOTAL		-0,472	6,309	6,781	4,444	1,526	93%	-7%
TOTAL DO	ELEMENTO	AMOSTRAL	-2,242	31,200	33,443	24,926	1,342	93%	-7%

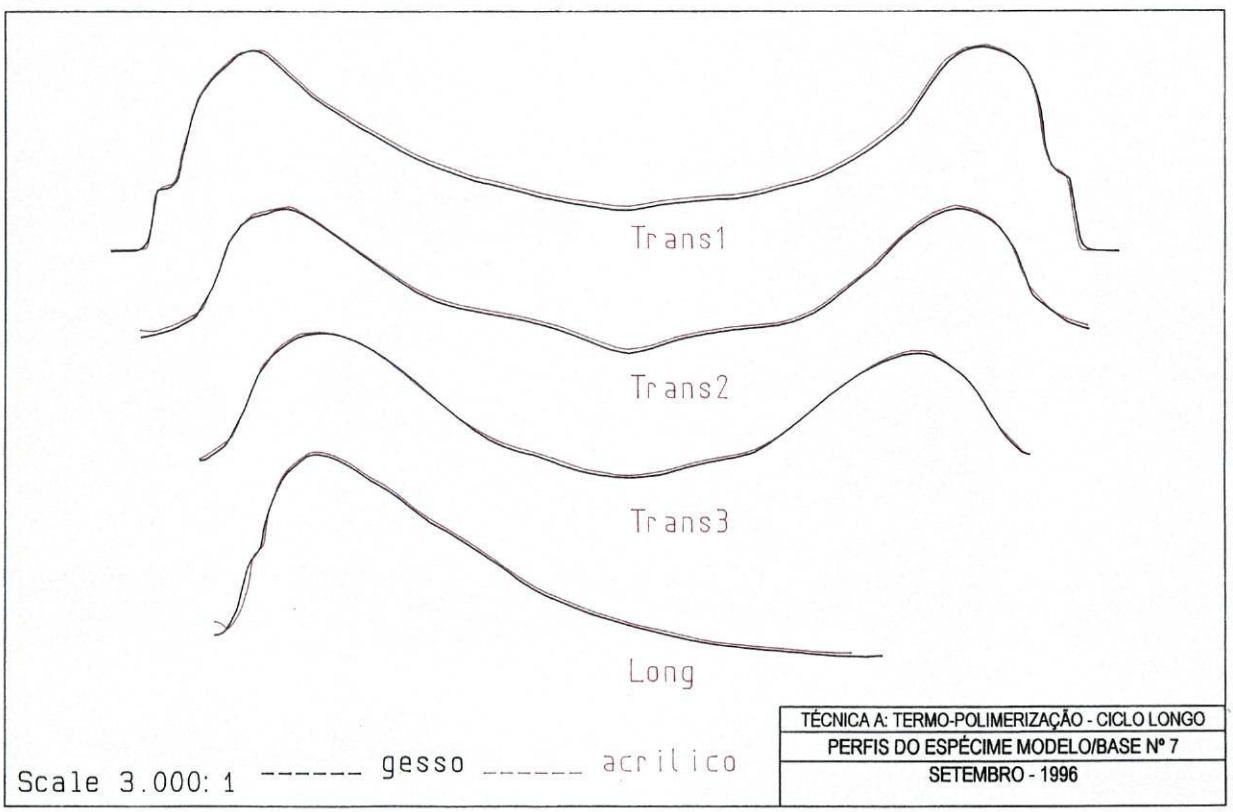


Fig. 7 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 7 da técnica A.

TABELA VIII - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
8	TRANSV 1	1	-0,590	0,000	0,590	0,864	0,683	0%	-100%
		2	-0,350	0,000	0,350	0,878	0,398	0%	-100%
		3	-0,558	0,018	0,576	3,339	0,172	3%	-97%
		4	-0,385	0,036	0,421	1,231	0,342	9%	-91%
		5	-1,273	0,000	1,273	0,972	1,309	0%	-100%
	TOTAL		-3,155	0,054	3,210	7,284	0,441	2%	-98%
	TRANSV 2	1	-0,917	0,000	0,917	0,931	0,984	0%	-100%
		2	-0,670	0,000	0,670	0,724	0,926	0%	-100%
		3	-1,359	0,000	1,359	3,419	0,398	0%	-100%
		4	-0,432	0,000	0,432	0,892	0,484	0%	-100%
		5	-1,250	0,006	1,256	0,942	1,334	1%	-99%
	TOTAL		-4,628	0,006	4,634	6,908	0,671	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,054	0,000	1,054	0,975	1,081	0%	-100%
		2	-1,723	0,000	1,723	0,814	2,118	0%	-100%
		3	-2,429	0,000	2,429	2,868	0,847	0%	-100%
		4	-1,335	0,000	1,335	0,932	1,432	0%	-100%
		5	-1,360	0,000	1,360	0,719	1,891	0%	-100%
	TOTAL		-7,902	0,000	7,902	6,308	1,253	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,370	0,000	0,370	0,703	0,525	0%	-100%
		2	-0,210	0,269	0,479	2,235	0,215	56%	-44%
		3	-0,186	0,291	0,477	0,757	0,631	61%	-39%
		4	-1,937	0,000	1,937	0,762	2,543	0%	-100%
	TOTAL		-2,703	0,561	3,264	4,457	0,732	17%	-83%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-18,388	0,621	19,010	24,957	0,762	3%	-97%

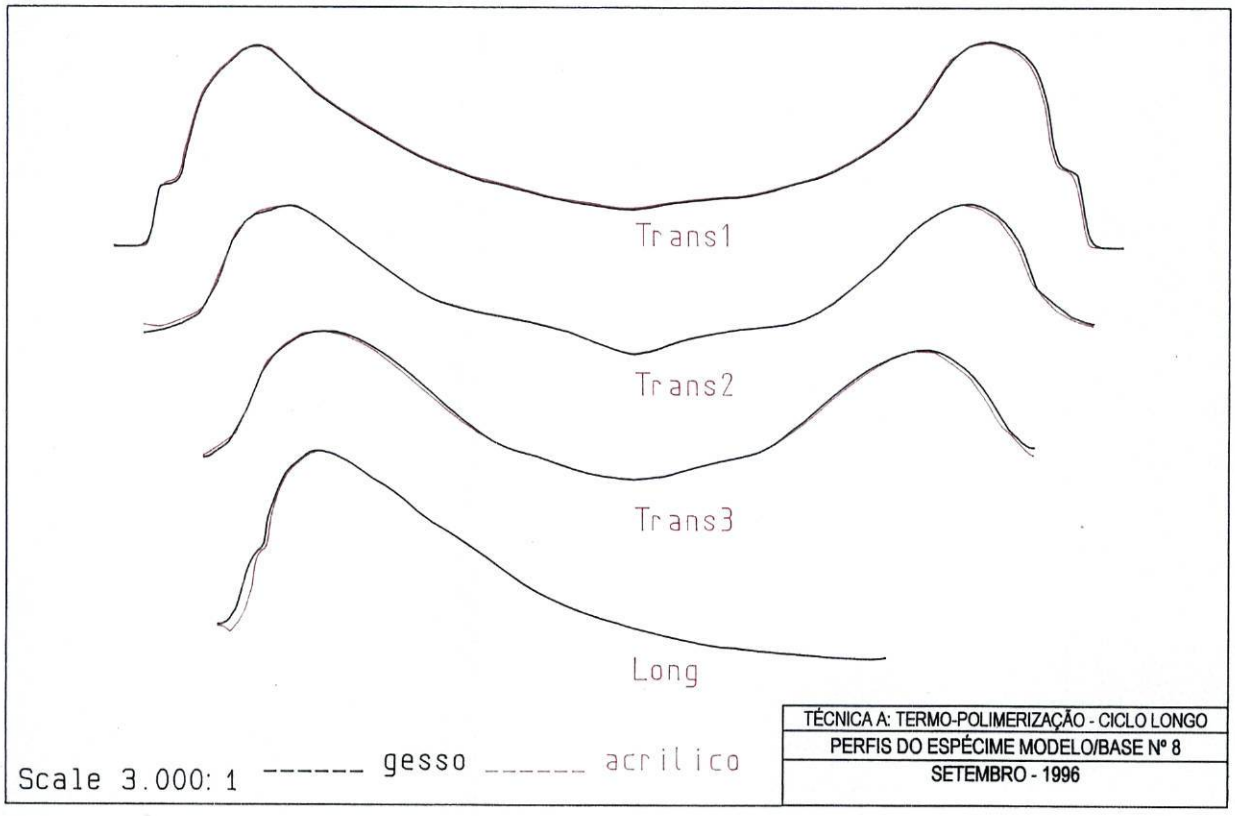


Fig. 8 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 8 da técnica A.

TABELA IX - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
9	TRANSV 1	1	-0,003	0,330	0,332	0,855	0,389	99%	-1%
		2	0,000	1,392	1,392	0,877	1,588	100%	0%
		3	0,000	7,425	7,425	3,340	2,223	100%	0%
		4	0,000	1,876	1,876	1,230	1,525	100%	0%
		5	-0,283	0,277	0,560	0,969	0,578	49%	-51%
	TOTAL		-0,286	11,300	11,585	7,272	1,593	98%	-2%
	TRANSV 2	1	-0,146	0,405	0,550	0,924	0,596	74%	-26%
		2	0,000	0,582	0,582	0,723	0,805	100%	0%
		3	0,000	5,873	5,873	3,420	1,717	100%	0%
		4	0,000	1,026	1,026	0,891	1,152	100%	0%
		5	-0,187	0,492	0,679	0,937	0,725	72%	-28%
	TOTAL		-0,333	8,377	8,710	6,894	1,263	96%	-4%
	TRANSV 3	1	-0,321	0,473	0,794	0,967	0,821	60%	-40%
		2	-0,385	0,057	0,442	0,812	0,544	13%	-87%
		3	-0,221	3,664	3,886	2,867	1,355	94%	-6%
		4	-0,178	0,419	0,596	0,931	0,640	70%	-30%
		5	-0,193	0,246	0,439	0,714	0,615	56%	-44%
	TOTAL		-1,298	4,859	6,157	6,292	0,979	79%	-21%
	LONGITUD	1	0,000	0,974	0,974	0,703	1,385	100%	0%
		2	0,000	4,058	4,058	2,235	1,816	100%	0%
		3	0,000	1,459	1,459	0,755	1,933	100%	0%
		4	-0,608	0,248	0,856	0,701	1,221	29%	-71%
	TOTAL		-0,608	6,739	7,347	4,394	1,672	92%	-8%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-2,525	31,274	33,799	24,852	1,360	93%	-7%

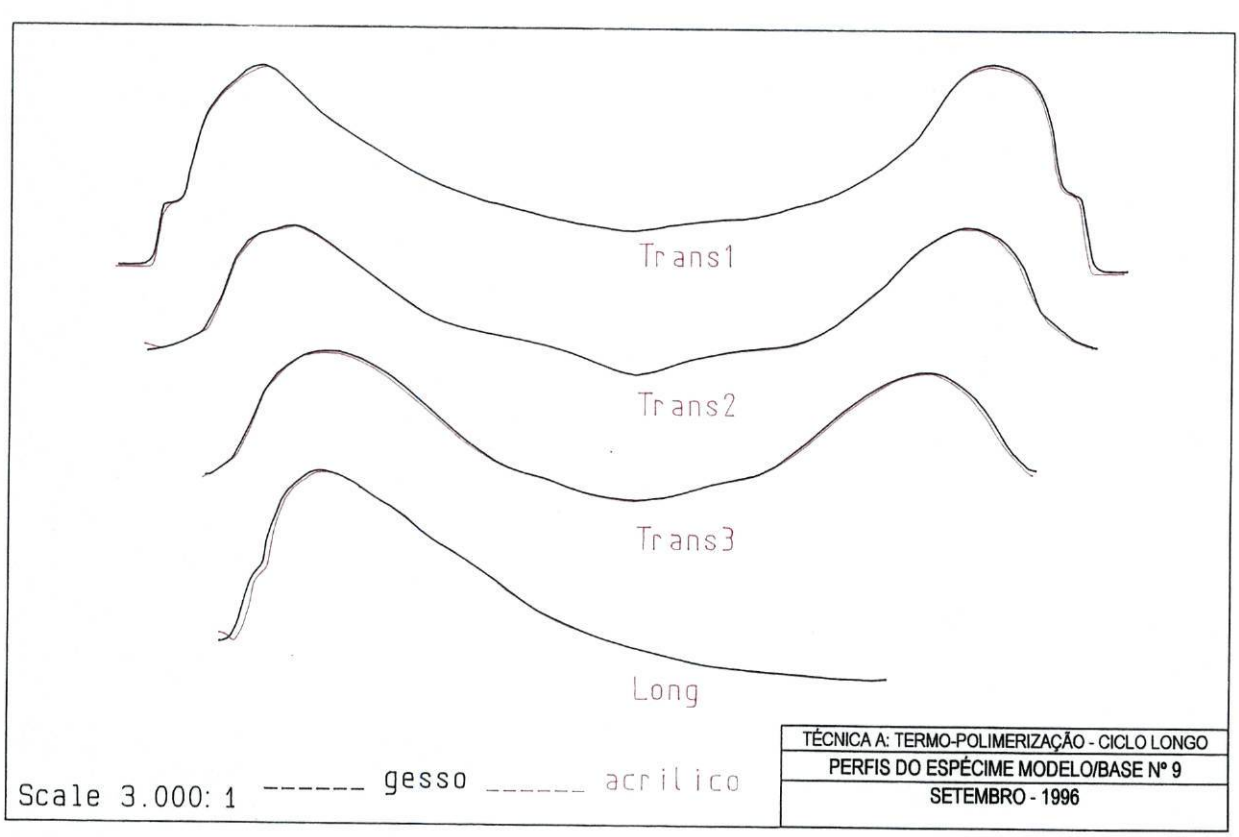


Fig. 9 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 9 da técnica A.

TABELA X - TÉCNICA A: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO LONGO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
10	TRANSV 1	1	-0,042	0,191	0,233	0,872	0,267	82%	-18%
		2	0,000	1,199	1,199	0,880	1,363	100%	0%
		3	0,000	7,337	7,337	3,339	2,198	100%	0%
		4	0,000	1,922	1,922	1,235	1,557	100%	0%
		5	-0,419	0,116	0,534	0,992	0,539	22%	-78%
	TOTAL		-0,460	10,764	11,225	7,316	1,534	96%	-4%
	TRANSV 2	1	-0,322	0,213	0,535	0,936	0,572	40%	-60%
		2	0,000	0,439	0,439	0,725	0,605	100%	0%
		3	0,000	5,004	5,004	3,419	1,463	100%	0%
		4	0,000	0,888	0,888	0,894	0,993	100%	0%
		5	-0,434	0,242	0,676	0,945	0,715	36%	-64%
	TOTAL		-0,755	6,785	7,541	6,919	1,090	90%	-10%
	TRANSV 3	1	-0,449	0,181	0,630	0,976	0,645	29%	-71%
		2	-0,677	0,004	0,681	0,815	0,836	1%	-99%
		3	-0,365	2,587	2,952	2,867	1,030	88%	-12%
		4	-0,326	0,217	0,543	0,933	0,582	40%	-60%
		5	-0,498	0,074	0,572	0,728	0,786	13%	-87%
	TOTAL		-2,316	3,063	5,379	6,319	0,851	57%	-43%
	LONGITUD	1	0,000	0,742	0,742	0,703	1,055	100%	0%
		2	0,000	2,970	2,970	2,235	1,329	100%	0%
		3	0,000	0,882	0,882	0,758	1,163	100%	0%
		4	-1,000	0,001	1,001	0,762	1,314	0%	-100%
	TOTAL		-1,000	4,594	5,595	4,458	1,255	82%	-18%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-4,532	25,207	29,739	25,013	1,189	85%	-15%

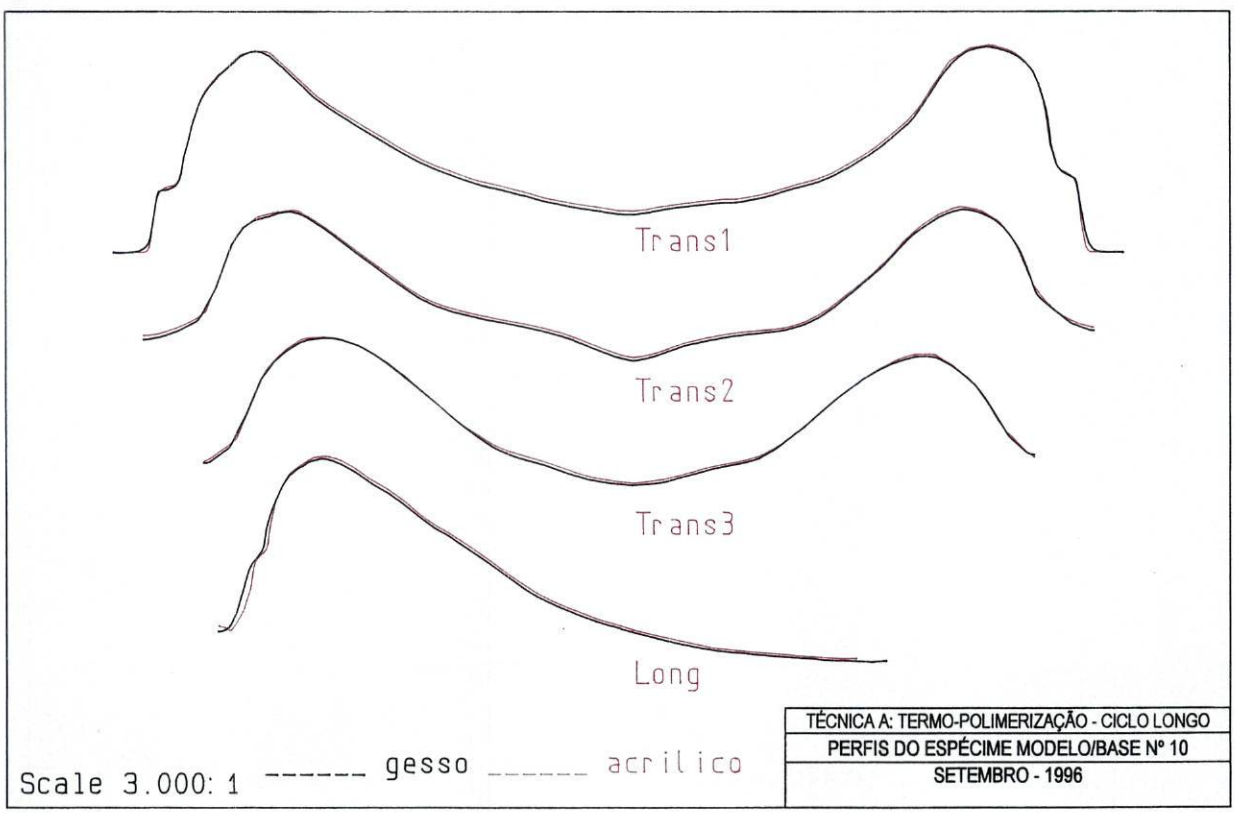


Fig. 10 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 10 da técnica A.

TABELA XI - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
1	TRANSV 1	1	0,000	0,626	0,626	0,852	0,735	100%	0%
		2	0,000	2,125	2,125	0,876	2,427	100%	0%
		3	0,000	10,892	10,892	3,341	3,261	100%	0%
		4	0,000	3,000	3,000	1,231	2,437	100%	0%
		5	0,000	1,141	1,141	0,976	1,169	100%	0%
	TOTAL		0,000	17,785	17,785	7,276	2,444	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,172	0,363	0,535	0,923	0,580	68%	-32%
		2	0,000	0,826	0,826	0,723	1,143	100%	0%
		3	0,000	7,491	7,491	3,422	2,189	100%	0%
		4	0,000	1,283	1,283	0,890	1,441	100%	0%
		5	0,000	0,970	0,970	0,940	1,032	100%	0%
	TOTAL		-0,172	10,932	11,104	6,898	1,610	98%	-2%
	TRANSV 3	1	-0,382	0,186	0,569	0,968	0,588	33%	-67%
		2	-0,689	0,000	0,689	0,813	0,847	0%	-100%
		3	-0,294	3,037	3,331	2,869	1,161	91%	-9%
		4	-0,458	0,192	0,650	0,930	0,699	29%	-71%
		5	-0,127	0,206	0,333	0,719	0,463	62%	-38%
	TOTAL		-1,951	3,621	5,572	6,297	0,885	65%	-35%
	LONGITUD	1	0,000	1,273	1,273	0,703	1,810	100%	0%
		2	0,000	2,592	2,592	2,235	1,160	100%	0%
		3	-0,353	0,017	0,371	0,756	0,490	5%	-95%
		4	-0,928	0,000	0,928	0,730	1,271	0%	-100%
	TOTAL		-1,281	3,882	5,163	4,425	1,167	75%	-25%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-3,404	36,219	39,624	24,897	1,592	91%	-9%

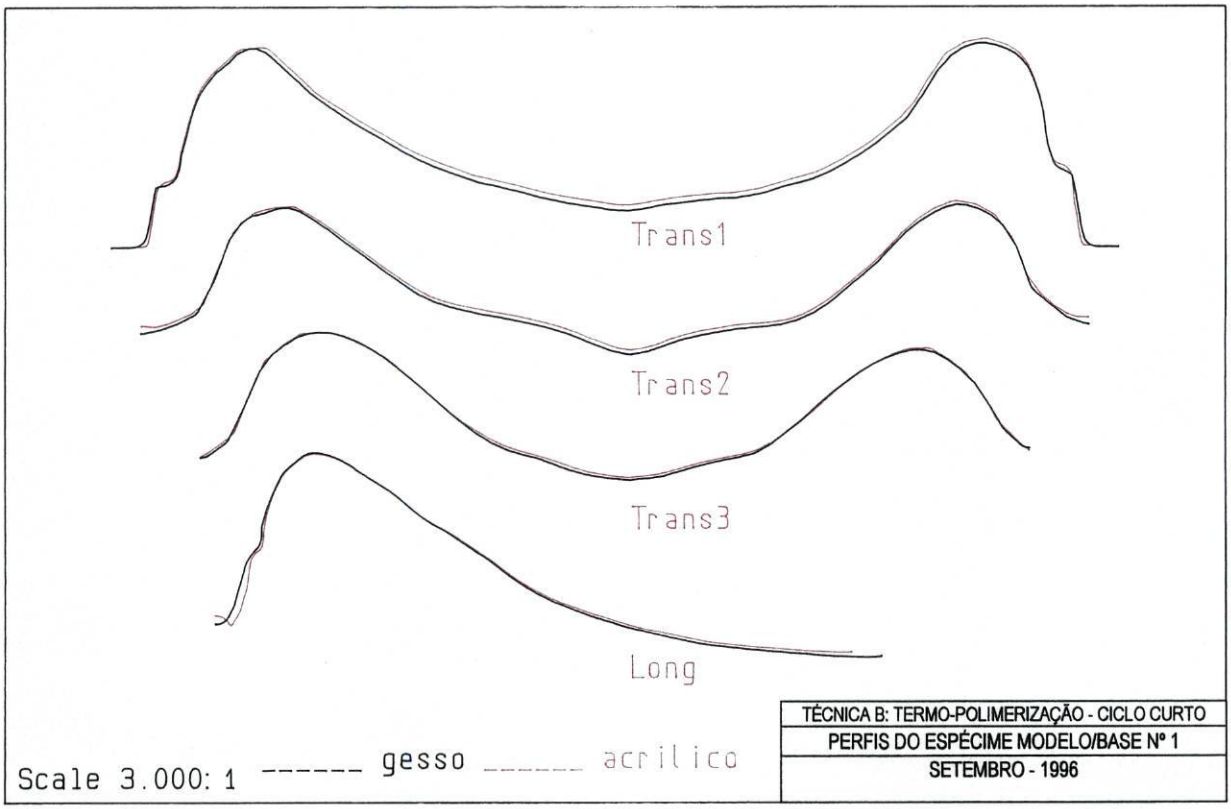


Fig. 11 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 1 da técnica B.

TABELA XII - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
2	TRANSV 1	1	0,000	1,092	1,092	0,854	1,278	100%	0%
		2	0,000	1,650	1,650	0,877	1,881	100%	0%
		3	0,000	9,587	9,587	3,341	2,869	100%	0%
		4	0,000	3,121	3,121	1,228	2,540	100%	0%
		5	-0,116	0,456	0,572	0,964	0,594	80%	-20%
	TOTAL		-0,116	15,906	16,022	7,265	2,205	99%	-1%
	TRANSV 2	1	-0,023	0,709	0,732	0,925	0,792	97%	-3%
		2	0,000	0,447	0,447	0,721	0,619	100%	0%
		3	0,000	6,254	6,254	3,422	1,828	100%	0%
		4	0,000	1,259	1,259	0,890	1,414	100%	0%
		5	-0,192	0,361	0,553	0,932	0,594	65%	-35%
	TOTAL		-0,216	9,030	9,245	6,889	1,342	98%	-2%
	TRANSV 3	1	-0,172	0,274	0,446	0,966	0,462	61%	-39%
		2	-1,219	0,000	1,219	0,810	1,505	0%	-100%
		3	-0,414	2,398	2,812	2,869	0,980	85%	-15%
		4	-0,367	0,130	0,497	0,930	0,534	26%	-74%
		5	-0,471	0,042	0,514	0,706	0,728	8%	-92%
	TOTAL		-2,643	2,844	5,488	6,281	0,874	52%	-48%
	LONGITUD	1	0,000	1,050	1,050	0,703	1,493	100%	0%
		2	0,000	1,996	1,996	2,236	0,893	100%	0%
		3	-0,314	0,010	0,324	0,754	0,430	3%	-97%
		4	-0,659	0,000	0,659	0,749	0,880	0%	-100%
	TOTAL		-0,973	3,056	4,030	4,442	0,907	76%	-24%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-3,635	27,780	31,414	21,184	1,483	88%	-12%

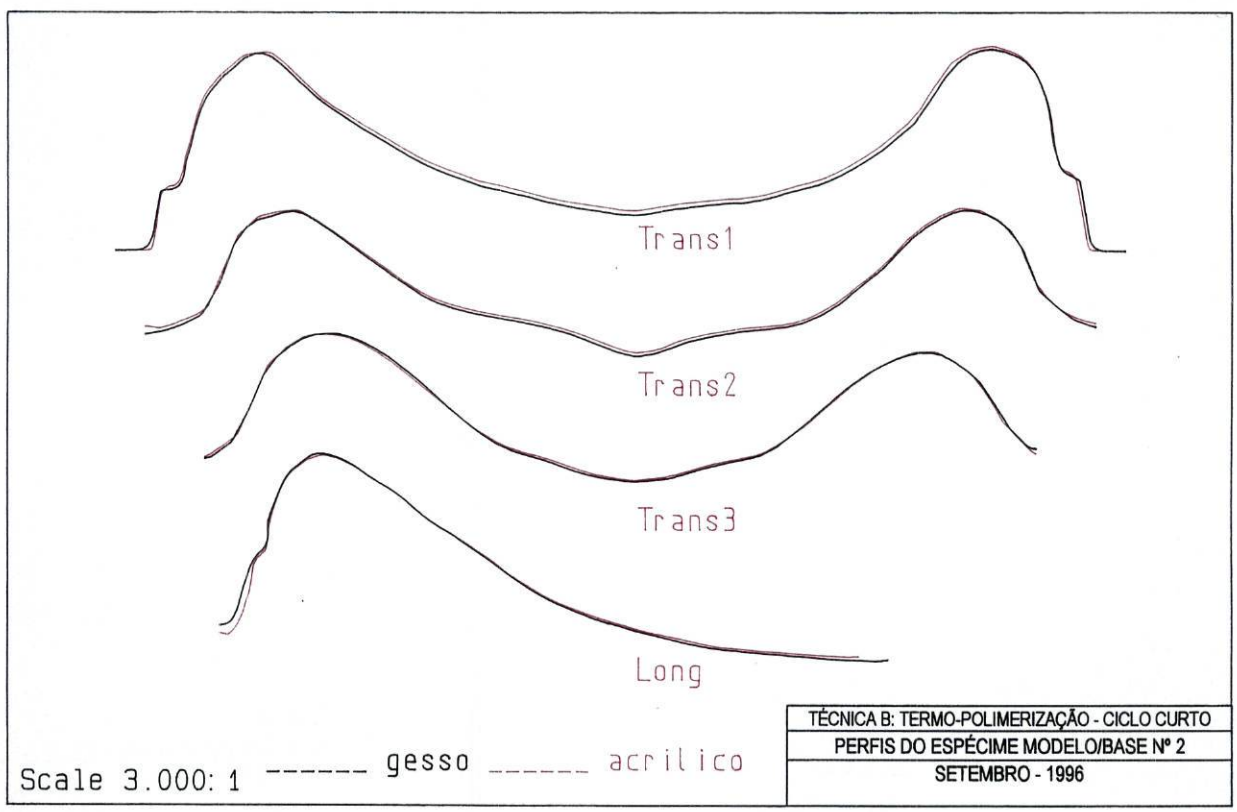


Fig. 12 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 2 da técnica B.

TABELA XIII - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
3	TRANSV 1	1	0,000	0,920	0,920	0,851	1,081	100%	0%
		2	0,000	1,628	1,628	0,877	1,857	100%	0%
		3	0,000	9,819	9,819	3,341	2,939	100%	0%
		4	0,000	3,407	3,407	1,228	2,774	100%	0%
		5	-0,078	0,601	0,680	0,958	0,710	88%	-12%
	TOTAL		-0,078	16,376	16,454	7,255	2,268	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,083	0,389	0,472	0,920	0,514	82%	-18%
		2	0,000	0,198	0,198	0,718	0,275	100%	0%
		3	0,000	6,219	6,219	3,422	1,817	100%	0%
		4	0,000	1,603	1,603	0,889	1,804	100%	0%
		5	-0,115	0,625	0,740	0,930	0,796	84%	-16%
	TOTAL		-0,198	9,035	9,233	6,879	1,342	98%	-2%
	TRANSV 3	1	-0,331	0,093	0,424	0,963	0,440	22%	-78%
		2	-1,469	0,000	1,469	0,810	1,813	0%	-100%
		3	-0,644	2,155	2,798	2,869	0,975	77%	-23%
		4	-0,245	0,285	0,530	0,930	0,570	54%	-46%
		5	-0,238	0,141	0,378	0,708	0,535	37%	-63%
	TOTAL		-2,926	2,674	5,599	6,281	0,891	48%	-52%
	LONGITUD	1	0,000	1,005	1,005	0,703	1,430	100%	0%
		2	-0,032	1,663	1,695	2,236	0,758	98%	-2%
		3	-0,431	0,003	0,434	0,754	0,576	1%	-99%
		4	-0,599	0,000	0,599	0,745	0,803	0%	-100%
						0,000			
	TOTAL		-1,062	2,671	3,733	4,439	0,841	72%	-28%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-4,264	30,755	35,019	24,853	1,409	88%	-12%

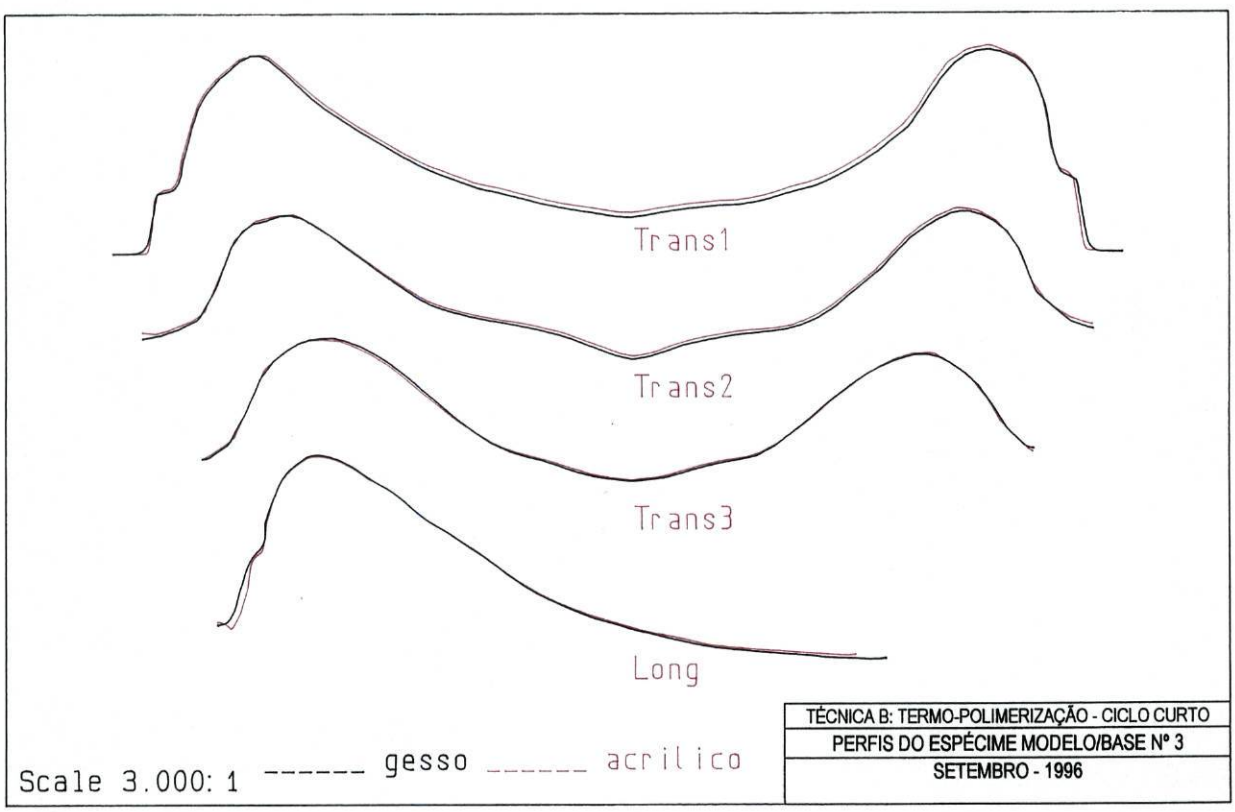


Fig. 13 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 3 da técnica B.

TABELA XIV - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
4	TRANSV 1	1	0,000	1,151	1,151	0,882	1,304	100%	0%
		2	0,000	2,155	2,155	0,880	2,448	100%	0%
		3	0,000	11,658	11,658	3,339	3,491	100%	0%
		4	0,000	3,352	3,352	1,235	2,714	100%	0%
		5	0,000	0,835	0,835	0,986	0,846	100%	0%
	TOTAL		0,000	19,150	19,150	7,323	2,615	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,018	0,814	0,831	0,937	0,887	98%	-2%
		2	0,000	0,670	0,670	0,725	0,925	100%	0%
		3	0,000	8,054	8,054	3,420	2,355	100%	0%
		4	0,000	1,368	1,368	0,895	1,529	100%	0%
		5	-0,009	0,882	0,891	0,944	0,945	99%	-1%
	TOTAL		-0,027	11,788	11,815	6,920	1,707	100%	0%
	TRANSV 3	1	-0,131	0,364	0,495	0,979	0,505	74%	-26%
		2	-0,847	0,001	0,848	0,814	1,043	0%	-100%
		3	-0,214	3,261	3,475	2,869	1,211	94%	-6%
		4	-0,304	0,220	0,524	0,935	0,561	42%	-58%
		5	-0,134	0,141	0,274	0,727	0,378	51%	-49%
	TOTAL		-1,630	3,987	5,617	6,323	0,888	71%	-29%
	LONGITUD	1	0,000	1,390	1,390	0,703	1,978	100%	0%
		2	0,000	2,485	2,485	2,236	1,111	100%	0%
		3	-0,301	0,004	0,305	0,760	0,401	1%	-99%
		4	-0,856	0,000	0,856	0,764	1,121	0%	-100%
	TOTAL		-1,157	3,879	5,036	4,462	1,129	77%	-23%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-2,814	38,803	41,617	25,028	1,663	93%	-7%

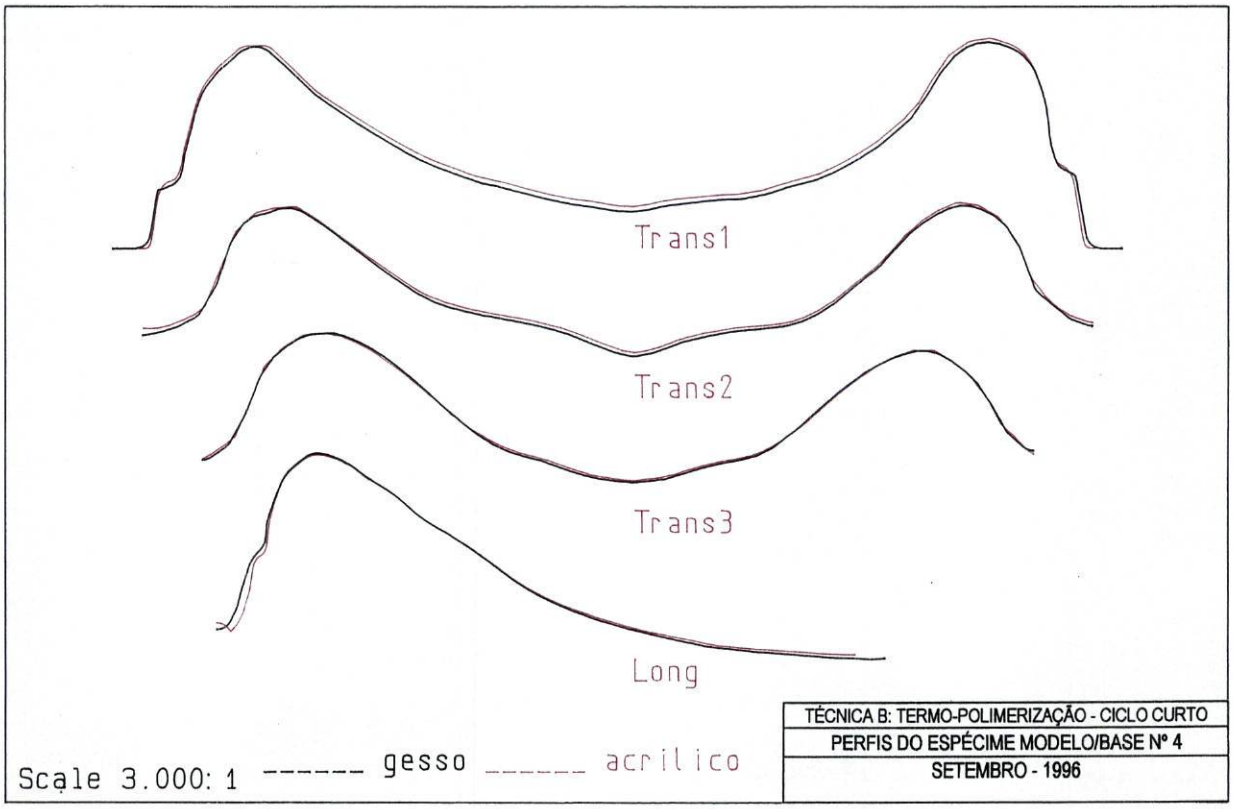


Fig. 14 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 4 da técnica B.

TABELA XV - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
5	TRANSV 1	1	-0,034	0,300	0,334	0,849	0,394	90%	-10%
		2	0,000	2,783	2,783	0,877	3,175	100%	0%
		3	0,000	12,569	12,569	3,341	3,762	100%	0%
		4	0,000	2,961	2,961	1,229	2,409	100%	0%
		5	0,000	1,431	1,431	0,974	1,470	100%	0%
	TOTAL		-0,034	20,045	20,079	7,269	2,762	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,127	0,404	0,531	0,920	0,577	76%	-24%
		2	0,000	0,921	0,921	0,721	1,276	100%	0%
		3	0,000	8,021	8,021	3,421	2,344	100%	0%
		4	0,000	0,761	0,761	0,889	0,856	100%	0%
		5	0,000	1,404	1,404	0,933	1,504	100%	0%
	TOTAL		-0,127	11,510	11,637	6,885	1,690	99%	-1%
	TRANSV 3	1	-0,482	0,034	0,516	0,966	0,534	7%	-93%
		2	-0,631	0,000	0,631	0,811	0,778	0%	-100%
		3	-0,347	3,059	3,405	2,869	1,187	90%	-10%
		4	-0,926	0,183	1,109	0,931	1,192	17%	-83%
		5	0,000	0,425	0,425	0,711	0,599	100%	0%
	TOTAL		-2,386	3,701	6,087	6,287	0,968	61%	-39%
	LONGITUD	1	0,000	2,514	2,514	0,703	3,576	100%	0%
		2	-0,618	2,018	2,636	2,236	1,179	77%	-23%
		3	-0,956	0,000	0,956	0,754	1,269	0%	-100%
		4	-1,685	0,000	1,685	0,749	2,250	0%	-100%
	TOTAL		-3,259	4,532	7,791	4,442	1,754	58%	-42%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-5,806	39,788	45,594	24,883	1,832	87%	-13%

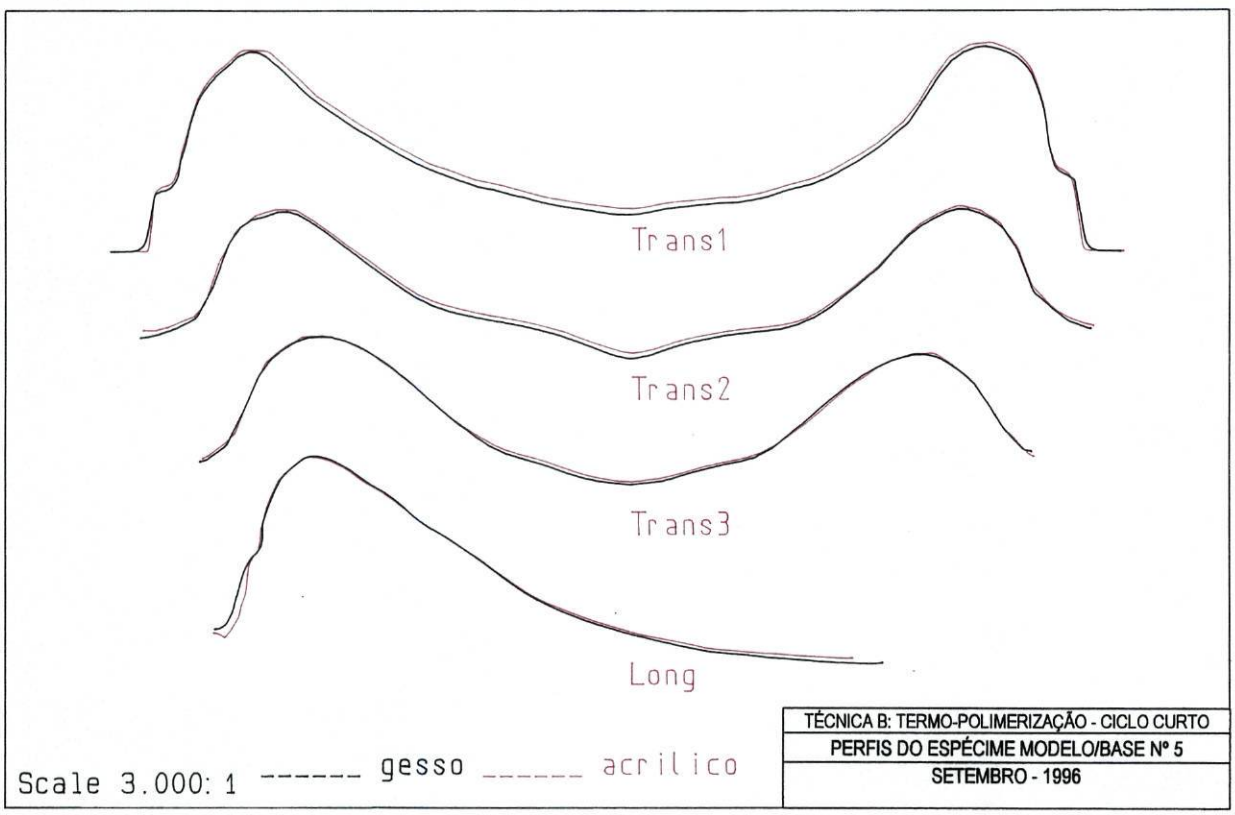


Fig. 15- Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 5 da técnica B.

TABELA XVI - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
6	TRANSV 1	1	0,000	1,072	1,072	0,850	1,260	100%	0%
		2	0,000	2,364	2,364	0,877	2,696	100%	0%
		3	0,000	11,472	11,472	3,338	3,437	100%	0%
		4	0,000	3,372	3,372	1,231	2,740	100%	0%
		5	-0,004	0,940	0,944	0,973	0,971	100%	0%
	TOTAL		-0,004	19,220	19,224	7,268	2,645	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,005	0,955	0,960	0,925	1,037	99%	-1%
		2	0,000	0,895	0,895	0,723	1,238	100%	0%
		3	0,000	7,837	7,837	3,418	2,293	100%	0%
		4	0,000	1,361	1,361	0,891	1,527	100%	0%
		5	-0,001	1,054	1,054	0,938	1,124	100%	0%
	TOTAL		-0,006	12,103	12,108	6,897	1,756	100%	0%
	TRANSV 3	1	-0,117	0,292	0,408	0,969	0,421	71%	-29%
		2	-0,812	0,000	0,812	0,814	0,998	0%	-100%
		3	-0,295	3,218	3,512	2,868	1,225	92%	-8%
		4	-0,390	0,169	0,559	0,932	0,600	30%	-70%
		5	-0,084	0,275	0,359	0,718	0,500	77%	-23%
	TOTAL		-1,697	3,953	5,650	6,300	0,897	70%	-30%
	LONGITUD	1	0,000	1,385	1,385	0,703	1,971	100%	0%
		2	-0,019	2,284	2,303	2,234	1,031	99%	-1%
		3	-0,467	0,003	0,471	0,758	0,621	1%	-99%
		4	-0,419	0,001	0,420	0,762	0,551	0%	-100%
	TOTAL		-0,905	3,674	4,579	4,457	1,027	80%	-20%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-2,612	38,950	41,562	24,923	1,668	94%	-6%

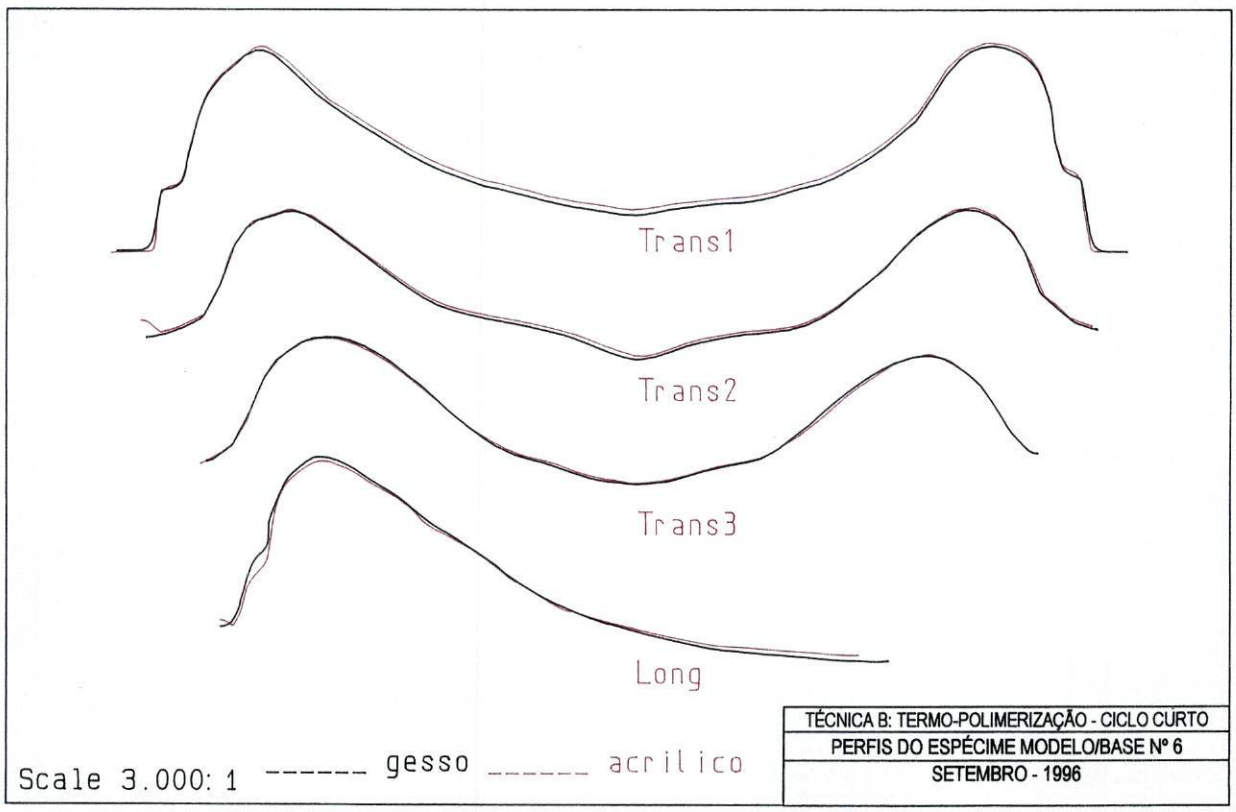


Fig. 16 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 6 da técnica B.

TABELA XVII - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
7	TRANSV 1	1	0,000	0,655	0,655	0,838	0,782	100%	0%
		2	0,000	2,450	2,450	0,876	2,797	100%	0%
		3	0,000	10,297	10,297	3,340	3,083	100%	0%
		4	0,000	3,103	3,103	1,230	2,523	100%	0%
		5	-0,039	0,937	0,975	0,981	0,994	96%	-4%
	TOTAL		-0,039	17,442	17,480	7,264	2,406	100%	0%
	TRANSV 2	1	-0,010	0,542	0,552	0,923	0,598	98%	-2%
		2	0,000	0,709	0,709	0,724	0,979	100%	0%
		3	0,000	6,650	6,650	3,421	1,944	100%	0%
		4	0,000	0,847	0,847	0,890	0,952	100%	0%
		5	-0,010	0,925	0,935	0,940	0,995	99%	-1%
	TOTAL		-0,020	9,672	9,692	6,898	1,405	100%	0%
	TRANSV 3	1	-0,112	0,146	0,258	0,969	0,266	57%	-43%
		2	-0,958	0,000	0,958	0,816	1,174	0%	-100%
		3	-0,431	2,507	2,938	2,867	1,025	85%	-15%
		4	-0,964	0,101	1,065	0,931	1,144	10%	-90%
		5	-0,017	0,180	0,198	0,721	0,274	91%	-9%
	TOTAL		-2,482	2,934	5,417	6,304	0,859	54%	-46%
	LONGITUD	1	0,000	2,094	2,094	0,703	2,978	100%	0%
		2	-0,509	1,810	2,318	2,235	1,037	78%	-22%
		3	-1,091	0,000	1,091	0,759	1,437	0%	-100%
		4	-0,849	0,056	0,906	0,750	1,208	6%	-94%
	TOTAL		-2,449	3,960	6,409	4,447	1,441	62%	-38%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-4,990	34,008	38,998	24,912	1,565	87%	-13%

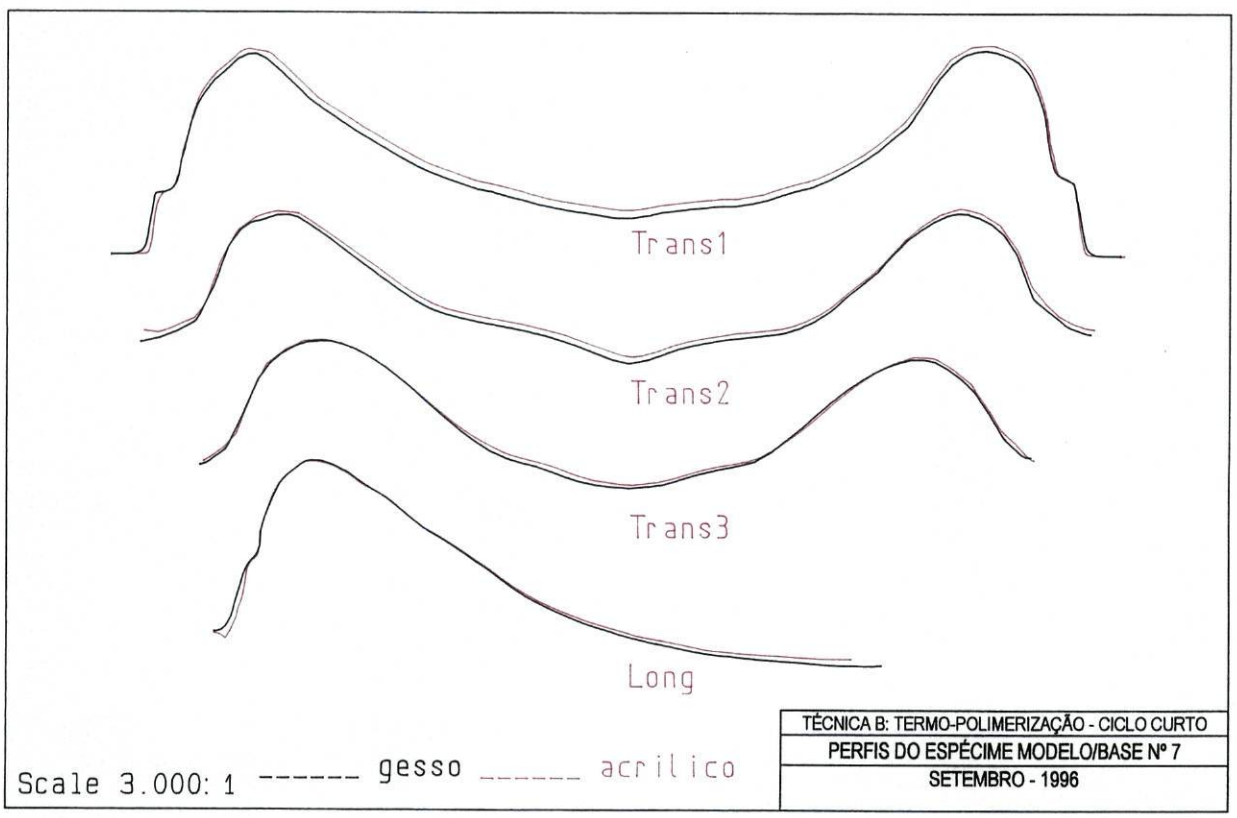


Fig. 17 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 7 da técnica B.

TABELA XVIII - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-)	DEFORM (+)	SOMA (ABS)	COMPRIM	ÁREA DEF/COMP	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO	
AMOSTRAL			mm2	mm2	mm2	cm	mm2/cm	PERCENTAGEM	
8	TRANSV 1	1	-0,008	0,452	0,460	0,870	0,528	0,984	-0,016
		2	0,000	2,983	2,983	0,880	3,388	1,000	0,000
		3	0,000	7,184	7,184	3,341	2,151	1,000	0,000
		4	-0,412	0,218	0,630	1,234	0,511	0,346	-0,654
		5	-0,139	0,222	0,361	0,995	0,363	0,614	-0,386
	TOTAL		-0,559	11,059	11,618	7,320	1,587	0,952	-0,048
	TRANSV 2	1	-0,123	0,935	1,058	0,938	1,128	0,884	-0,116
		2	0,000	1,906	1,906	0,727	2,620	1,000	0,000
		3	-0,021	6,631	6,652	3,421	1,944	0,997	-0,003
		4	-0,344	0,020	0,364	0,893	0,407	0,054	-0,946
		5	-0,146	0,209	0,356	0,946	0,376	0,589	-0,411
	TOTAL		-0,635	9,700	10,335	6,926	1,492	0,939	-0,061
	TRANSV 3	1	-0,261	0,691	0,952	0,976	0,975	0,726	-0,274
		2	0,000	1,286	1,286	0,816	1,576	1,000	0,000
		3	-0,283	5,097	5,381	2,868	1,876	0,947	-0,053
		4	-0,996	0,013	1,008	0,933	1,080	0,013	-0,987
		5	-0,192	0,105	0,296	0,729	0,406	0,353	-0,647
	TOTAL		-1,732	7,192	8,924	6,324	1,411	0,806	-0,194
	LONGITUD	1	0,000	1,308	1,308	0,703	1,860	1,000	0,000
		2	0,000	4,863	4,863	2,236	2,175	1,000	0,000
		3	0,000	1,970	1,970	0,760	2,594	1,000	0,000
		4	-0,574	0,183	0,757	0,762	0,993	0,241	-0,759
	TOTAL		-0,574	8,324	8,898	4,461	1,995	0,935	-0,065
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-3,500	36,275	39,775	25,031	1,589	0,912	-0,088

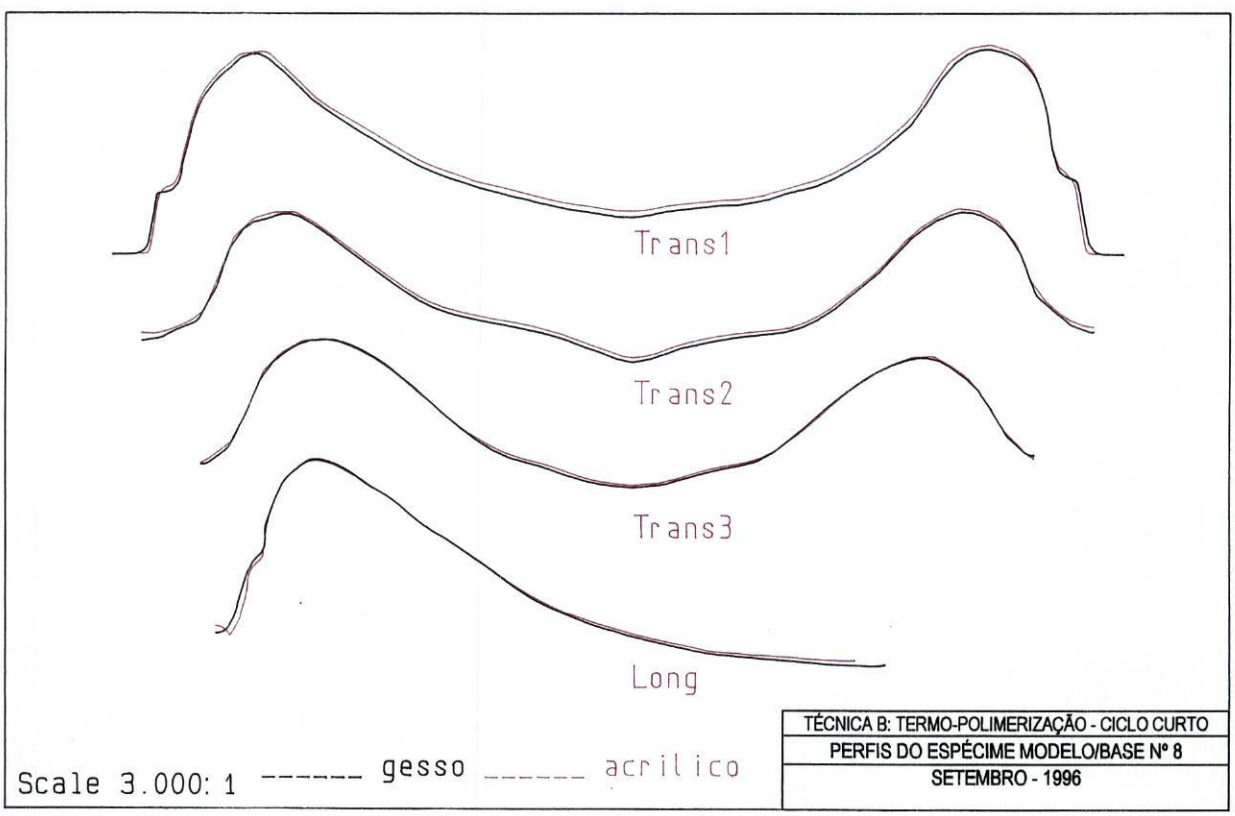


Fig. 18 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 8 da técnica B.

TABELA XIX - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
9	TRANSV 1	1	-0,331	0,256	0,587	0,852	0,690	0,436	-0,564
		2	0,000	2,695	2,695	0,879	3,066	1,000	0,000
		3	0,000	11,470	11,470	3,340	3,434	1,000	0,000
		4	0,000	2,718	2,718	1,230	2,209	1,000	0,000
		5	0,000	1,631	1,631	0,981	1,664	1,000	0,000
	TOTAL		-0,331	18,771	19,102	7,282	2,623	0,983	-0,017
	TRANSV 2	1	-0,395	0,337	0,732	0,928	0,790	0,460	-0,540
		2	0,000	0,992	0,992	0,724	1,370	1,000	0,000
		3	0,000	7,724	7,724	3,422	2,257	1,000	0,000
		4	0,000	0,937	0,937	0,891	1,052	1,000	0,000
		5	-0,005	1,103	1,108	0,941	1,177	0,996	-0,004
	TOTAL		-0,400	11,094	11,494	6,906	1,664	0,965	-0,035
	TRANSV 3	1	-0,839	0,016	0,855	0,972	0,880	0,018	-0,982
		2	-0,608	0,000	0,608	0,815	0,746	0,000	-1,000
		3	-0,344	3,159	3,503	2,869	1,221	0,902	-0,098
		4	-0,756	0,142	0,897	0,932	0,963	0,158	-0,842
		5	0,000	0,482	0,482	0,724	0,665	1,000	0,000
	TOTAL		-2,547	3,799	6,346	6,312	1,005	0,599	-0,401
	LONGITUD	1	0,000	1,623	1,623	0,703	2,308	1,000	0,000
		2	-0,069	2,297	2,366	2,235	1,058	0,971	-0,029
		3	-0,394	0,023	0,417	0,758	0,550	0,055	-0,945
		4	-0,727	0,000	0,727	0,761	0,955	0,000	-1,000
	TOTAL		-1,190	3,943	5,133	4,458	1,151	0,768	-0,232
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-4,468	37,607	42,075	24,958	1,686	0,894	-0,106

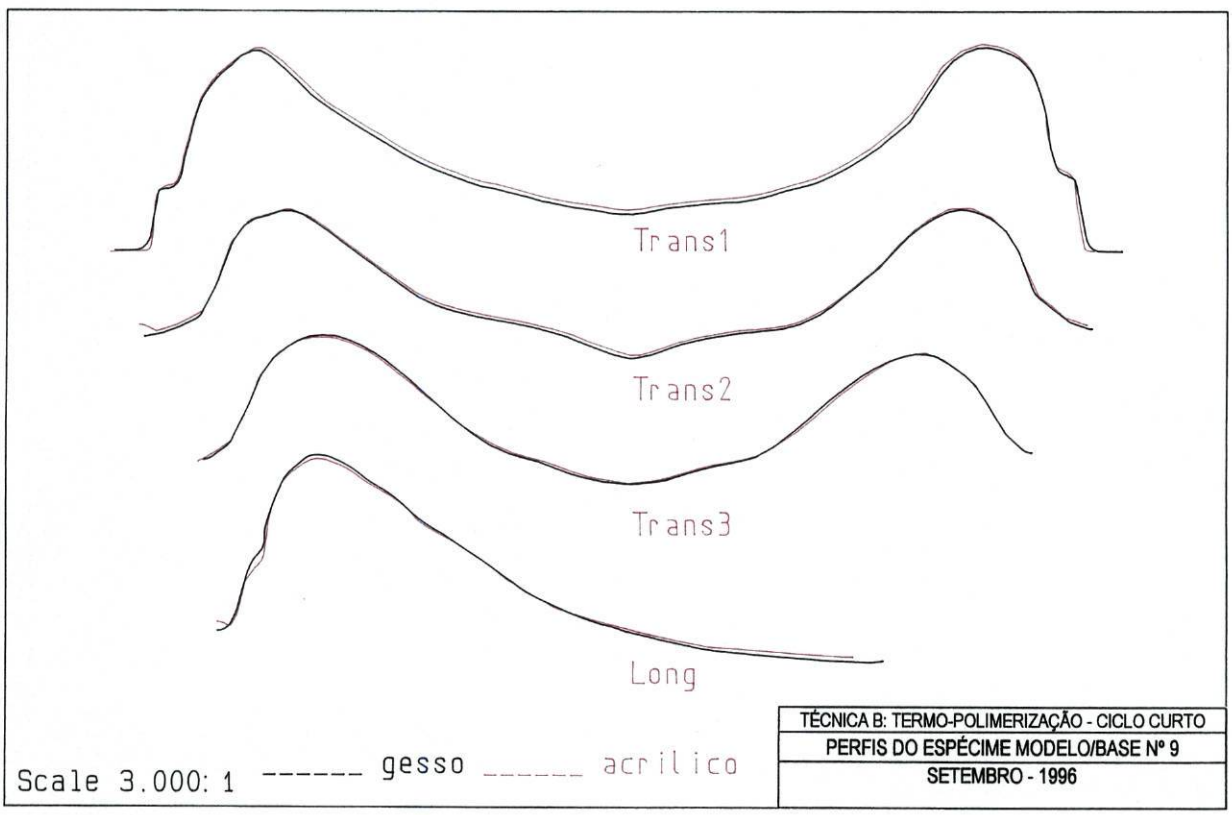


Fig. 19 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 9 da técnica B.

TABELA XX - TÉCNICA B: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA, CICLO CURTO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
10	TRANSV 1	1	0,000	0,982	0,982	0,859	1,144	1,000	0,000
		2	0,000	2,017	2,017	0,869	2,321	1,000	0,000
		3	0,000	11,757	11,757	3,341	3,519	1,000	0,000
		4	0,000	3,758	3,758	1,217	3,088	1,000	0,000
		5	-0,073	0,786	0,860	0,975	0,881	0,915	-0,085
	TOTAL		-0,073	19,301	19,374	7,262	2,668	0,996	-0,004
	TRANSV 2	1	-0,046	0,636	0,682	0,921	0,741	0,932	-0,068
		2	0,000	0,665	0,665	0,719	0,925	1,000	0,000
		3	0,000	7,846	7,846	3,422	2,293	1,000	0,000
		4	0,000	1,519	1,519	0,879	1,729	1,000	0,000
		5	-0,061	0,797	0,858	0,932	0,921	0,929	-0,071
	TOTAL		-0,107	11,463	11,570	6,873	1,683	0,991	-0,009
	TRANSV 3	1	-0,427	0,170	0,597	0,965	0,619	0,285	-0,715
		2	-1,206	0,000	1,206	0,806	1,496	0,000	-1,000
		3	-0,401	3,035	3,436	2,870	1,197	0,883	-0,117
		4	-0,290	0,241	0,532	0,921	0,577	0,454	-0,546
		5	-0,191	0,173	0,364	0,722	0,504	0,474	-0,526
	TOTAL		-2,515	3,619	6,135	6,284	0,976	0,590	-0,410
	LONGITUD	1	0,000	1,404	1,404	0,704	1,996	1,000	0,000
		2	-0,037	2,194	2,231	2,235	0,998	0,983	-0,017
		3	-0,557	0,000	0,557	0,747	0,745	0,000	-1,000
		4	-0,557	0,000	0,557	0,752	0,741	0,000	-1,000
	TOTAL		-1,151	3,598	4,749	4,438	1,070	0,758	-0,242
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-3,847	37,982	41,828	24,857	1,683	0,908	-0,092

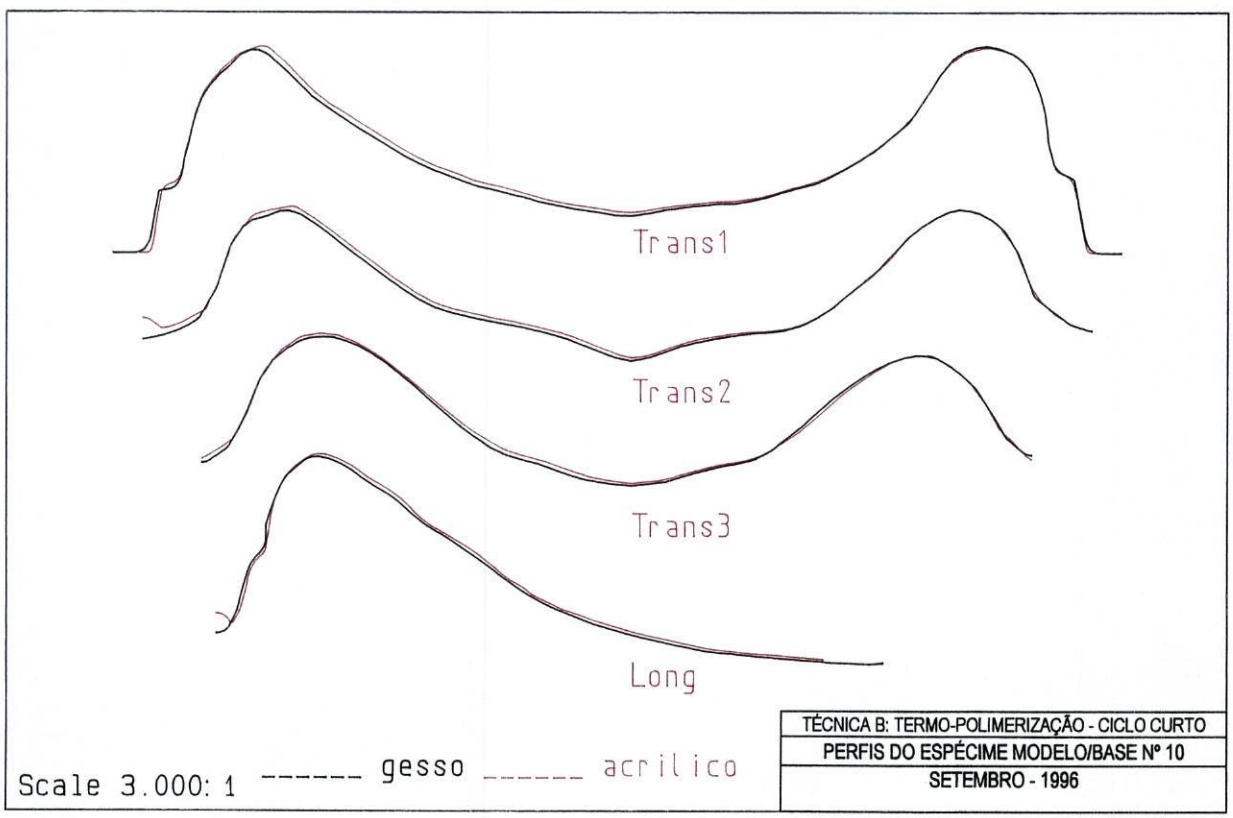


Fig. 20 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 10 da técnica B.

TABELA XXI - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
1	TRANSV 1	1	-0,446	0,142	0,589	0,862	0,682	24%	-76%
		2	-1,230	0,000	1,230	0,871	1,413	0%	-100%
		3	-2,843	0,000	2,843	3,341	0,851	0%	-100%
		4	-1,778	0,000	1,778	1,219	1,459	0%	-100%
		5	-0,453	0,442	0,895	0,957	0,936	49%	-51%
	TOTAL		-6,750	0,584	7,334	7,249	1,012	8%	-92%
	TRANSV 2	1	-1,325	0,001	1,326	0,924	1,436	0%	-100%
		2	-1,360	0,000	1,360	0,718	1,894	0%	-100%
		3	-3,843	0,000	3,843	3,423	1,123	0%	-100%
		4	-1,365	0,000	1,365	0,878	1,554	0%	-100%
		5	-0,735	0,160	0,894	0,929	0,962	18%	-82%
	TOTAL		-8,628	0,161	8,788	6,873	1,279	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,617	0,000	1,617	0,966	1,673	0%	-100%
		2	-2,300	0,000	2,300	0,805	2,858	0%	-100%
		3	-4,071	0,000	4,071	2,871	1,418	0%	-100%
		4	-2,168	0,000	2,168	0,920	2,355	0%	-100%
		5	-1,112	0,000	1,112	0,717	1,551	0%	-100%
	TOTAL		-11,268	0,000	11,268	6,280	1,794	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,145	0,000	1,145	0,703	1,628	0%	-100%
		2	-0,934	0,019	0,953	2,233	0,427	2%	-98%
		3	-0,386	0,006	0,392	0,748	0,524	2%	-98%
		4	-1,890	0,000	1,890	0,755	2,504	0%	-100%
	TOTAL		-4,355	0,025	4,380	4,440	0,987	1%	-99%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-31,001	0,770	31,771	24,842	1,279	2%	-98%

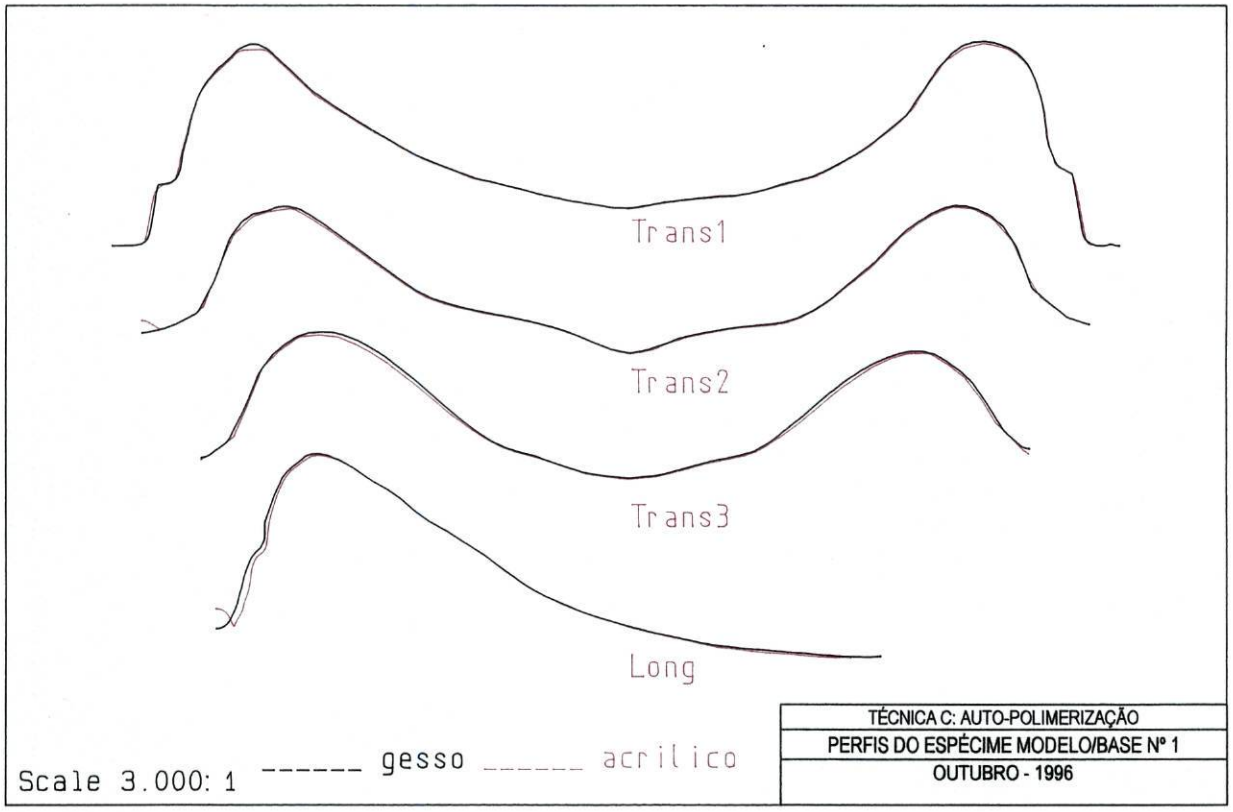


Fig. 21 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 1 da técnica C.

TABELA XXII - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
2	TRANSV 1	1	-0,443	0,213	0,656	0,837	0,784	32%	-68%
		2	-1,356	0,000	1,356	0,876	1,548	0%	-100%
		3	-1,651	0,036	1,687	3,340	0,505	2%	-98%
		4	-1,668	0,000	1,668	1,225	1,362	0%	-100%
		5	-0,380	0,660	1,040	0,947	1,098	63%	-37%
	TOTAL		-5,499	0,909	6,408	7,225	0,887	14%	-86%
	TRANSV 2	1	-1,298	0,019	1,317	0,918	1,435	1%	-99%
		2	-1,415	0,000	1,415	0,720	1,964	0%	-100%
		3	-3,271	0,000	3,271	3,422	0,956	0%	-100%
		4	-1,413	0,000	1,413	0,888	1,592	0%	-100%
		5	-0,672	0,229	0,901	0,930	0,968	25%	-75%
	TOTAL		-8,069	0,248	8,317	6,878	1,209	3%	-97%
	TRANSV 3	1	-1,713	0,000	1,713	0,963	1,779	0%	-100%
		2	-2,447	0,000	2,447	0,811	3,015	0%	-100%
		3	-4,176	0,000	4,176	2,867	1,457	0%	-100%
		4	-2,293	0,000	2,293	0,929	2,468	0%	-100%
		5	-1,049	0,000	1,049	0,707	1,484	0%	-100%
	TOTAL		-11,677	0,000	11,677	6,277	1,860	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,945	0,000	0,945	0,703	1,344	0%	-100%
		2	-1,093	0,038	1,131	2,236	0,506	3%	-97%
		3	-0,561	0,004	0,565	0,752	0,751	1%	-99%
		4	-1,983	0,000	1,983	0,732	2,711	0%	-100%
	TOTAL		-4,582	0,042	4,624	4,422	1,046	1%	-99%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-29,828	1,199	31,027	24,802	0,039	4%	-96%

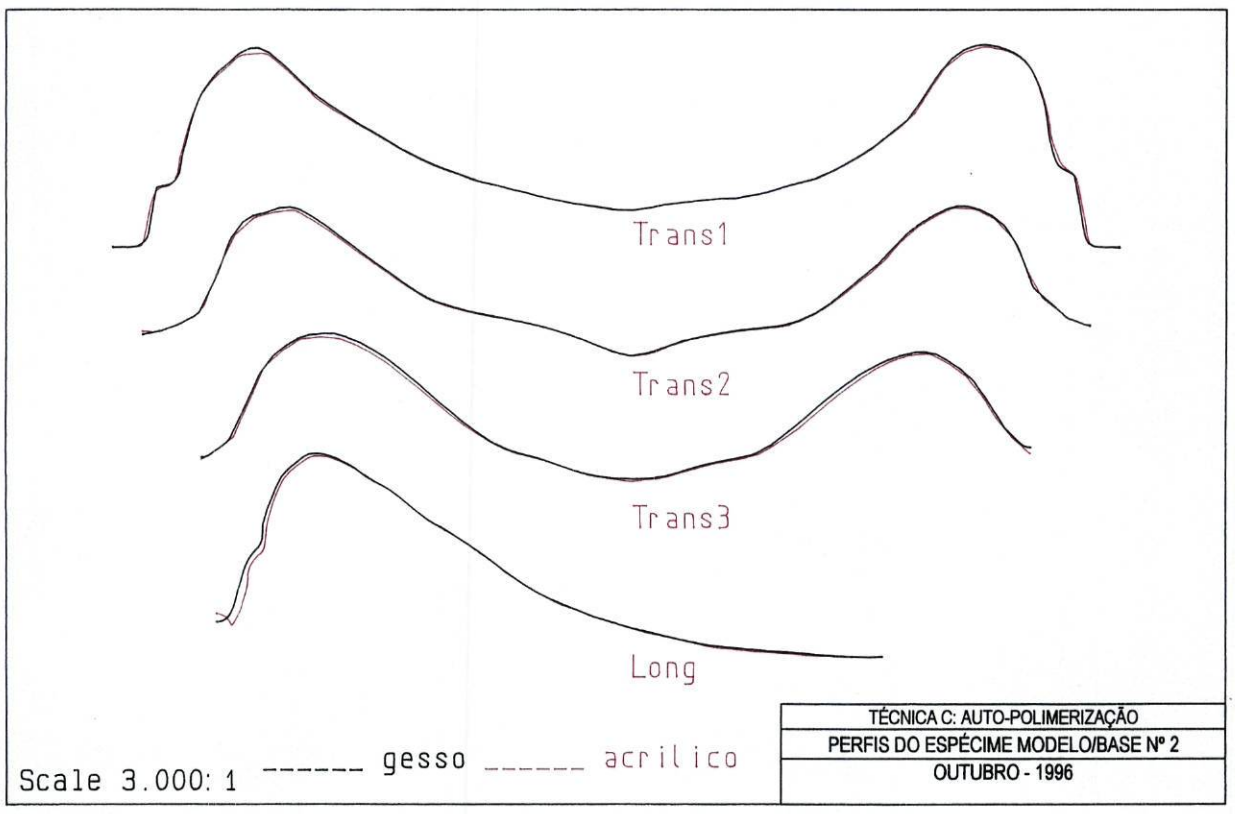


Fig. 22 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 2 da técnica C.

TABELA XXIII - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
3	TRANSV 1	1	-0,403	0,359	0,762	0,843	0,904	47%	-53%
		2	-1,781	0,000	1,781	0,878	2,028	0%	-100%
		3	-2,926	0,000	2,926	3,340	0,876	0%	-100%
		4	-1,215	0,000	1,215	1,227	0,990	0%	-100%
		5	-0,561	0,216	0,778	0,965	0,806	28%	-72%
	TOTAL		-6,887	0,575	7,462	7,254	1,029	8%	-92%
	TRANSV 2	1	-1,112	0,184	1,296	0,921	1,407	14%	-86%
		2	-1,770	0,000	1,770	0,722	2,451	0%	-100%
		3	-4,255	0,000	4,255	3,421	1,244	0%	-100%
		4	-1,143	0,000	1,143	0,888	1,288	0%	-100%
		5	-1,004	0,074	1,078	0,935	1,153	7%	-93%
	TOTAL		-9,284	0,258	9,542	6,886	1,386	3%	-97%
	TRANSV 3	1	-1,185	0,000	1,185	0,965	1,228	0%	-100%
		2	-2,781	0,000	2,781	0,812	3,424	0%	-100%
		3	-4,478	0,000	4,478	2,867	1,562	0%	-100%
		4	-1,982	0,000	1,982	0,929	2,134	0%	-100%
		5	-1,475	0,000	1,475	0,714	2,065	0%	-100%
	TOTAL		-11,900	0,000	11,900	6,288	1,893	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,287	0,000	1,287	0,703	1,830	0%	-100%
		2	-1,259	0,002	1,261	2,235	0,564	0%	-100%
		3	-0,515	0,004	0,519	0,754	0,689	1%	-99%
		4	-1,981	0,000	1,981	0,748	2,646	0%	-100%
	TOTAL		-5,041	0,006	5,047	4,440	1,137	0%	-100%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-33,112	0,839	33,951	24,868	1,365	2%	-98%

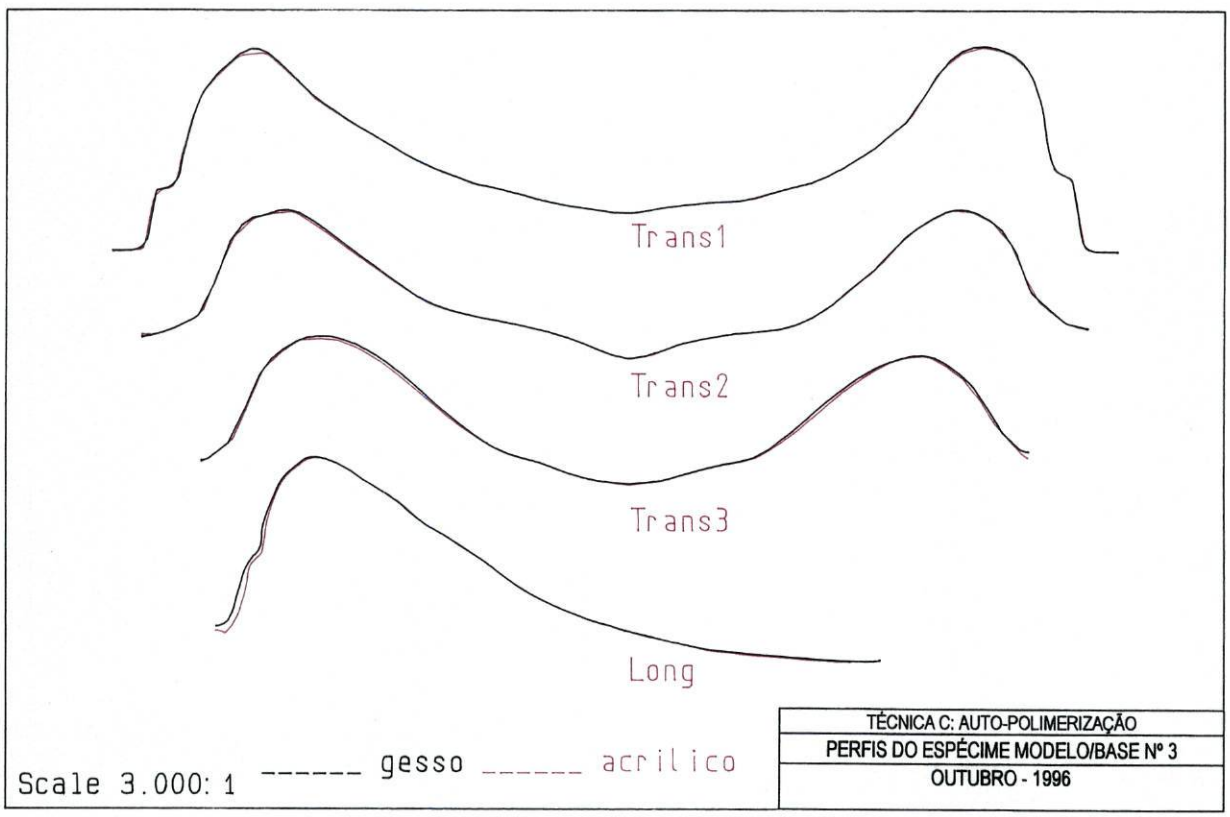


Fig. 23 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 3 da técnica C.

TABELA XXIV - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
4	TRANSV 1	1	-0,627	0,009	0,636	0,842	0,755	1%	-99%
		2	-1,027	0,000	1,027	0,877	1,171	0%	-100%
		3	-4,621	0,000	4,621	3,340	1,384	0%	-100%
		4	-1,924	0,000	1,924	1,230	1,565	0%	-100%
		5	-0,497	0,256	0,753	0,975	0,773	34%	-66%
	TOTAL		-8,697	0,265	8,962	7,264	1,234	3%	-97%
	TRANSV 2	1	-1,351	0,000	1,351	0,925	1,461	0%	-100%
		2	-1,046	0,000	1,046	0,724	1,444	0%	-100%
		3	-5,110	0,000	5,110	3,420	1,494	0%	-100%
		4	-1,473	0,000	1,473	0,890	1,655	0%	-100%
		5	-0,764	0,126	0,889	0,941	0,946	14%	-86%
	TOTAL		-9,744	0,126	9,870	6,901	1,430	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,465	0,000	1,465	9,715	0,151	0%	100%
		2	-1,933	0,000	1,933	8,155	0,237	0%	100%
		3	-4,613	0,000	4,613	28,682	0,161	0%	100%
		4	-2,226	0,000	2,226	9,305	0,239	0%	100%
		5	-0,980	0,000	0,980	7,221	0,136	0%	100%
	TOTAL		-11,217	0,000	11,217	63,078	0,178	0%	100%
	LONGITUD	1	-1,495	0,000	1,495	0,703	2,126	0%	-100%
		2	-1,712	0,002	1,714	2,234	0,767	0%	-100%
		3	-0,271	0,002	0,273	0,759	0,360	1%	-99%
		4	-1,431	0,000	1,431	0,753	1,899	0%	-100%
	TOTAL		-4,909	0,004	4,912	4,449	1,104	0%	-100%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-25,870	0,129	26,000	74,428	0,349	0%	-100%

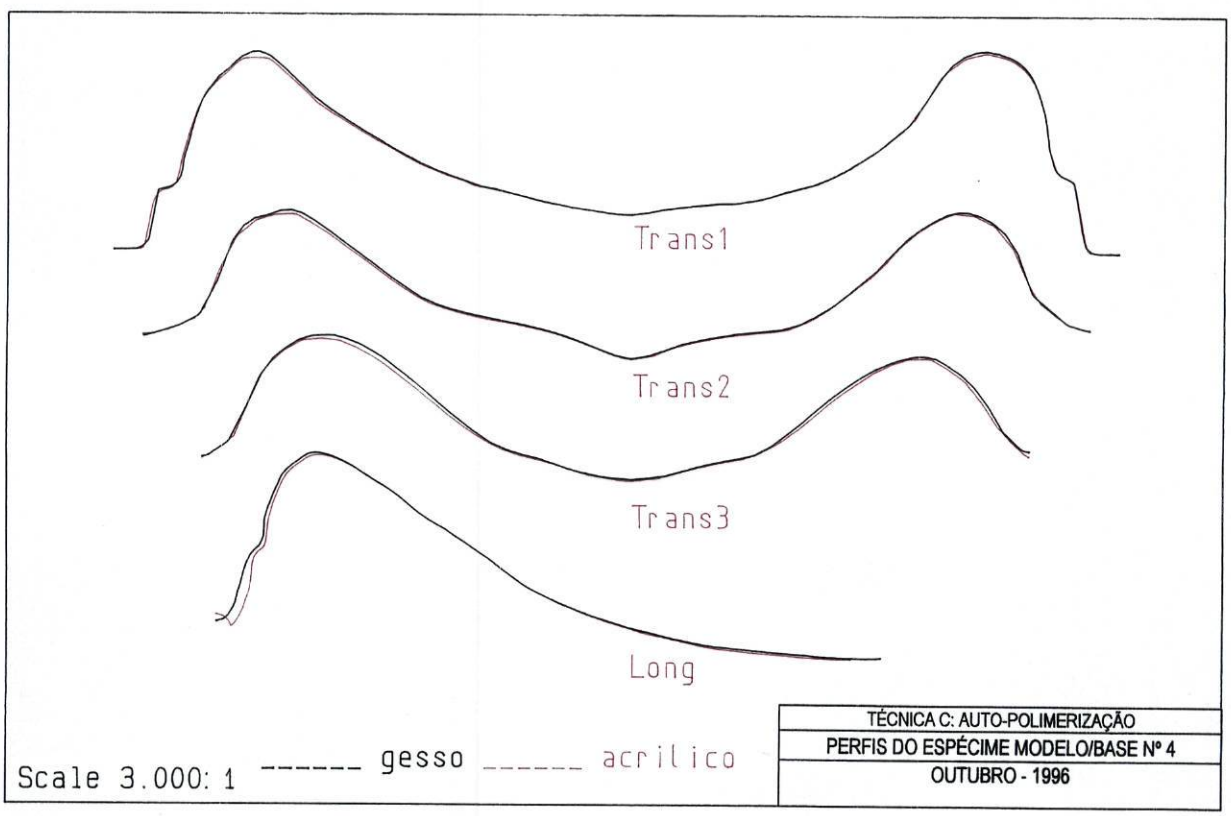


Fig. 24 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 4 da técnica C.

TABELA XXV - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
5	TRANSV 1	1	-0,328	0,310	0,639	0,866	0,738	49%	-51%
		2	-1,008	0,000	1,008	0,872	1,156	0%	-100%
		3	-0,619	0,345	0,964	3,341	0,289	36%	-64%
		4	-1,398	0,000	1,398	1,218	1,147	0%	-100%
		5	-0,340	0,600	0,940	0,980	0,960	64%	-36%
	TOTAL		-3,694	1,256	4,949	7,276	0,680	25%	-75%
	TRANSV 2	1	-1,044	0,038	1,082	0,923	1,172	4%	-96%
		2	-1,271	0,000	1,271	0,718	1,770	0%	-100%
		3	-2,615	0,000	2,615	3,422	0,764	0%	-100%
		4	-1,274	0,000	1,274	0,880	1,447	0%	-100%
		5	-0,690	0,175	0,865	0,932	0,928	20%	-80%
	TOTAL		-6,894	0,214	7,107	6,876	1,034	3%	-97%
	TRANSV 3	1	-1,358	0,000	1,358	0,968	1,403	0%	-100%
		2	-2,251	0,000	2,251	0,804	2,799	0%	-100%
		3	-4,020	0,000	4,020	2,869	1,401	0%	-100%
		4	-2,210	0,000	2,210	0,923	2,395	0%	-100%
		5	-1,170	0,000	1,170	0,714	1,639	0%	-100%
	TOTAL		-11,009	0,000	11,009	6,278	1,753	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,758	0,000	0,758	0,703	1,078	0%	-100%
		2	-1,171	0,000	1,171	2,233	0,524	0%	-100%
		3	-0,608	0,000	0,608	0,748	0,814	0%	-100%
		4	-2,029	0,000	2,029	0,758	2,676	0%	-100%
	TOTAL		-4,566	0,000	4,566	4,443	1,028	0%	-100%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-26,163	1,469	27,632	24,873	1,111	5%	-95%

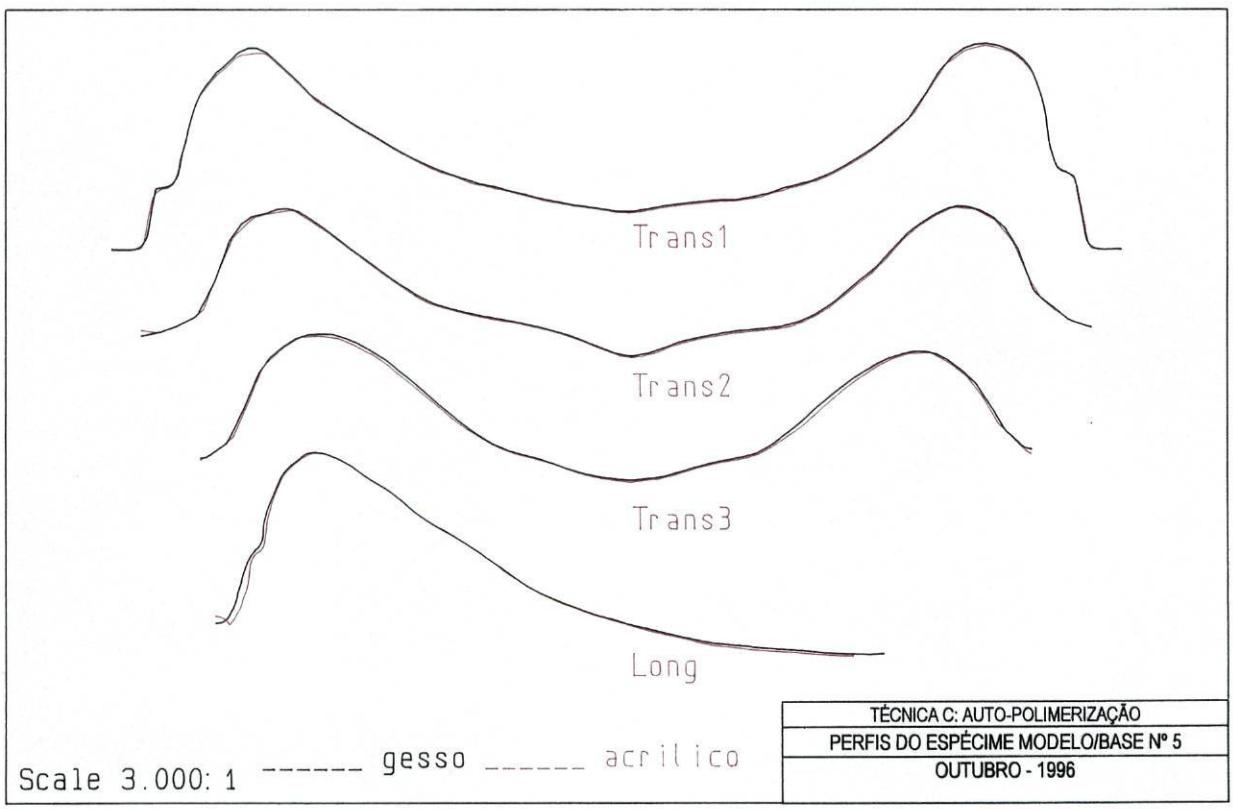


Fig. 25 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 5 da técnica C.

TABELA XXVI - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
6	TRANSV 1	1	-0,625	0,038	0,662	0,849	0,780	6%	-94%
		2	-1,158	0,000	1,158	0,877	1,321	0%	-100%
		3	-3,286	0,000	3,286	3,339	0,984	0%	-100%
		4	-1,379	0,000	1,379	1,229	1,123	0%	-100%
		5	-0,377	0,216	0,594	0,980	0,606	36%	-64%
	TOTAL		-6,826	0,254	7,080	7,273	0,973	4%	-96%
	TRANSV 2	1	-1,403	0,000	1,403	0,927	1,513	0%	-100%
		2	-1,157	0,000	1,157	0,723	1,600	0%	-100%
		3	-3,652	0,000	3,652	3,419	1,068	0%	-100%
		4	-1,080	0,000	1,080	0,889	1,214	0%	-100%
		5	-0,650	0,130	0,780	0,942	0,828	17%	-83%
	TOTAL		-7,942	0,130	8,071	6,901	1,170	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,427	0,000	1,427	0,973	1,466	0%	-100%
		2	-2,031	0,000	2,031	0,813	2,498	0%	-100%
		3	-3,620	0,000	3,620	2,867	1,263	0%	-100%
		4	-1,848	0,000	1,848	0,931	1,986	0%	-100%
		5	-0,909	0,000	0,909	0,727	1,250	0%	-100%
	TOTAL		-9,835	0,000	9,835	6,311	1,558	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,955	0,000	0,955	0,703	1,359	0%	-100%
		2	-0,995	0,074	1,069	2,232	0,479	7%	-93%
		3	-0,048	0,157	0,205	0,758	0,271	77%	-23%
		4	-1,122	0,000	1,122	0,765	1,466	0%	-100%
	TOTAL		-3,120	0,232	3,352	4,458	0,752	7%	-93%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-27,722	0,615	28,338	24,943	1,136	2%	-98%

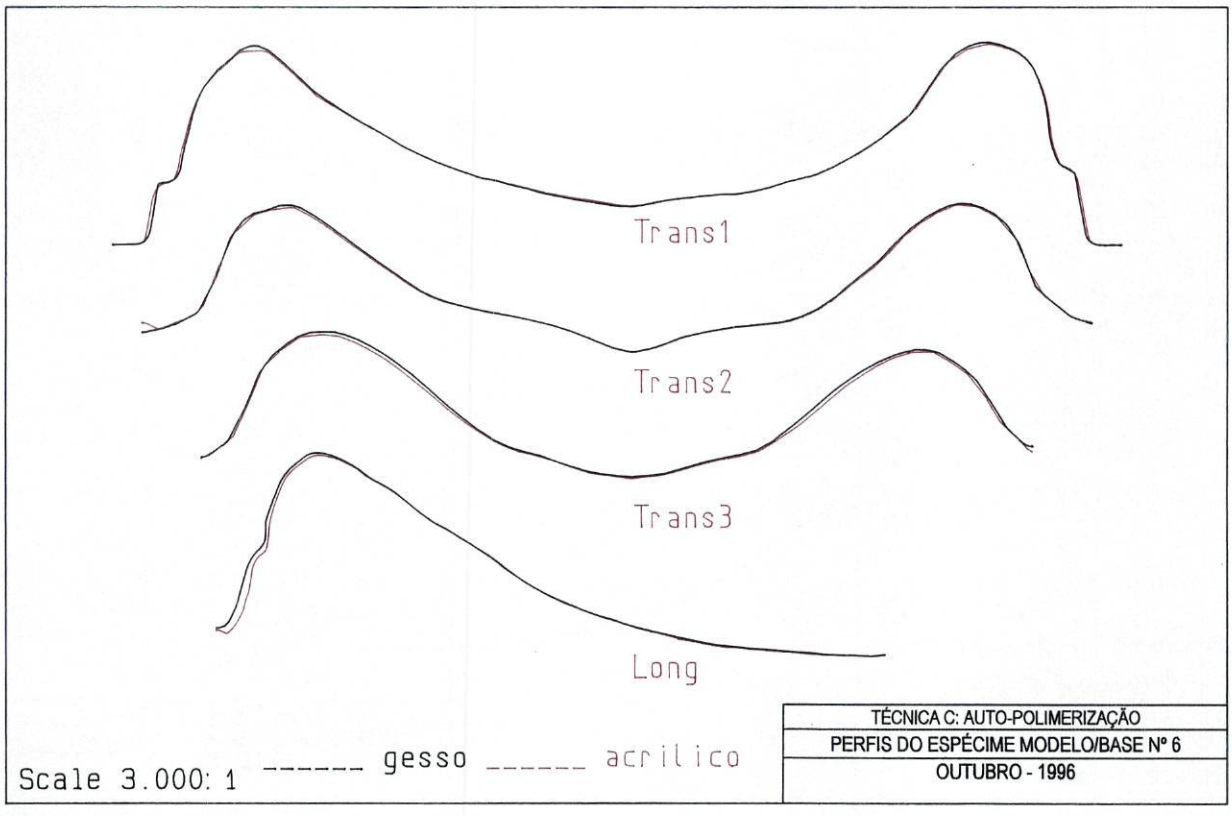


Fig. 26 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 6 da técnica C.

TABELA XXVII - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
7	TRANSV 1	1	-0,455	0,142	0,597	0,847	0,705	24%	-76%
		2	-1,015	0,000	1,015	0,877	1,158	0%	-100%
		3	-2,301	0,000	2,301	3,340	0,689	0%	-100%
		4	-1,994	0,000	1,994	1,229	1,623	0%	-100%
		5	-0,585	0,430	1,015	0,958	1,060	42%	-58%
	TOTAL		-6,350	0,572	6,922	7,250	0,955	8%	-92%
	TRANSV 2	1	-1,221	0,002	1,222	0,923	1,324	0%	-100%
		2	-1,107	0,000	1,107	0,720	1,537	0%	-100%
		3	-3,625	0,000	3,625	3,421	1,059	0%	-100%
		4	-1,702	0,000	1,702	0,890	1,912	0%	-100%
		5	-0,910	0,165	1,074	0,929	1,157	15%	-85%
	TOTAL		-8,564	0,166	8,730	6,883	1,268	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,482	0,000	1,482	0,965	1,535	0%	-100%
		2	-1,976	0,000	1,976	0,810	2,439	0%	-100%
		3	-4,054	0,000	4,054	2,868	1,414	0%	-100%
		4	-2,536	0,000	2,536	0,931	2,725	0%	-100%
		5	-1,161	0,000	1,161	0,702	1,653	0%	-100%
	TOTAL		-11,208	0,000	11,208	6,276	1,786	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,003	0,000	1,003	0,703	1,426	0%	-100%
		2	-1,087	0,027	1,113	2,237	0,498	2%	-98%
		3	-0,305	0,025	0,330	0,753	0,438	8%	-92%
		4	-1,909	0,000	1,909	0,737	2,591	0%	-100%
	TOTAL		-4,304	0,052	4,355	4,430	0,983	1%	-99%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-30,426	0,790	31,215	24,840	1,257	3%	-97%

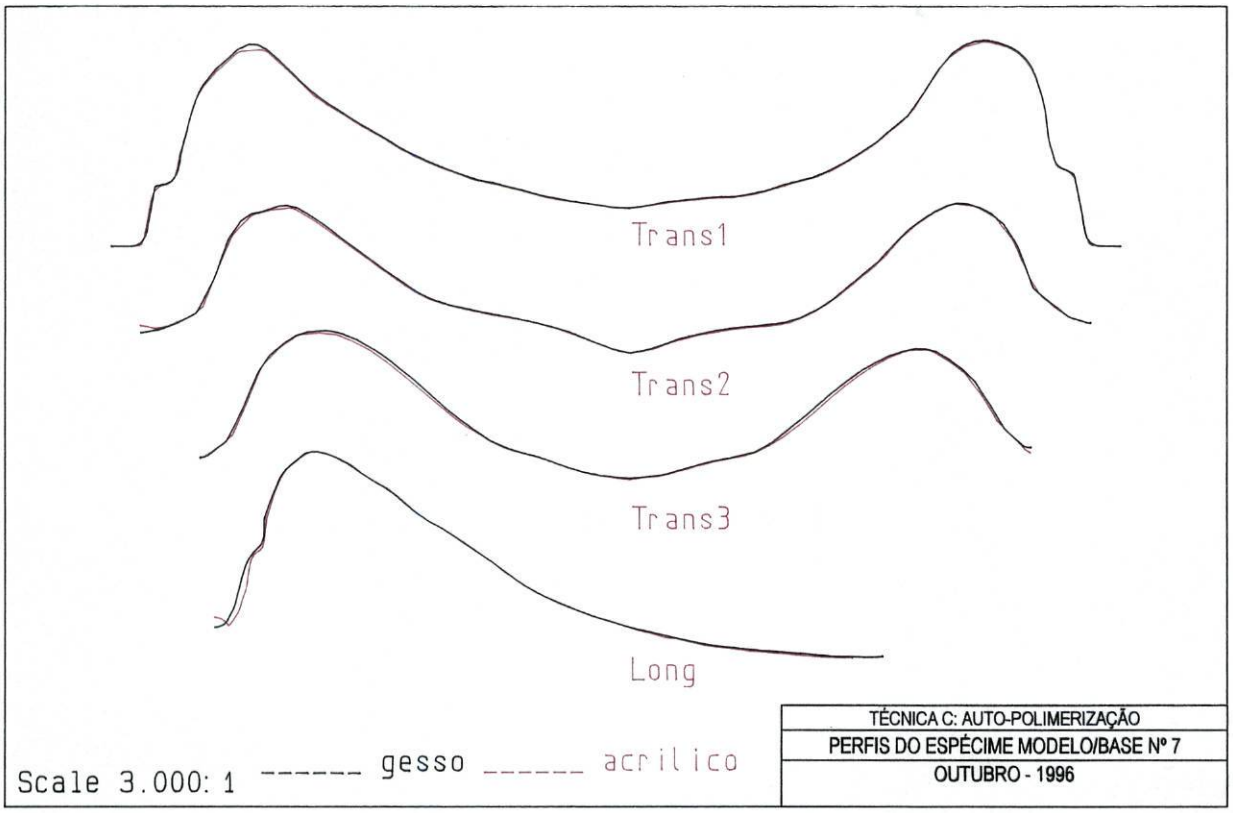


Fig. 27 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 7 da técnica C.

TABELA XXVIII - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-)	DEFORM (+)	SOMA (ABS)	COMPRIM	ÁREA DEF/COMP	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO	
AMOSTRAL			mm2	mm2	mm2	cm	mm2/cm	PERCENTAGEM	
8	TRANSV 1	1	-0,643	0,041	0,684	0,830	0,824	6%	-94%
		2	-1,176	0,000	1,176	0,875	1,345	0%	-100%
		3	-3,822	0,000	3,822	3,340	1,144	0%	-100%
		4	-1,997	0,000	1,997	1,227	1,627	0%	-100%
		5	-0,409	0,515	0,924	0,957	0,966	56%	-44%
	TOTAL		-8,046	0,557	8,603	7,229	1,190	6%	-94%
	TRANSV 2	1	-1,346	0,008	1,354	0,918	1,476	1%	-99%
		2	-1,257	0,000	1,257	0,722	1,742	0%	-100%
		3	-4,829	0,000	4,829	3,421	1,412	0%	-100%
		4	-1,643	0,000	1,643	0,889	1,849	0%	-100%
		5	-0,676	0,185	0,861	0,930	0,927	21%	-79%
	TOTAL		-9,753	0,193	9,945	6,878	1,446	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,737	0,000	1,737	0,967	1,796	0%	-100%
		2	-2,282	0,000	2,282	0,814	2,804	0%	-100%
		3	-4,708	0,000	4,708	2,867	1,642	0%	-100%
		4	-2,390	0,000	2,390	0,933	2,563	0%	-100%
		5	-0,964	0,000	0,964	0,710	1,357	0%	-100%
	TOTAL		-12,081	0,000	12,081	6,292	1,920	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,341	0,000	1,341	0,704	1,906	0%	-100%
		2	-1,612	0,031	1,643	2,233	0,736	2%	-98%
		3	-0,337	0,051	0,389	0,757	0,513	13%	-87%
		4	-2,033	0,000	2,033	0,751	2,707	0%	-100%
	TOTAL		-5,323	0,082	5,405	4,445	1,216	2%	-98%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-35,203	0,832	36,035	24,844	1,450	2%	-98%

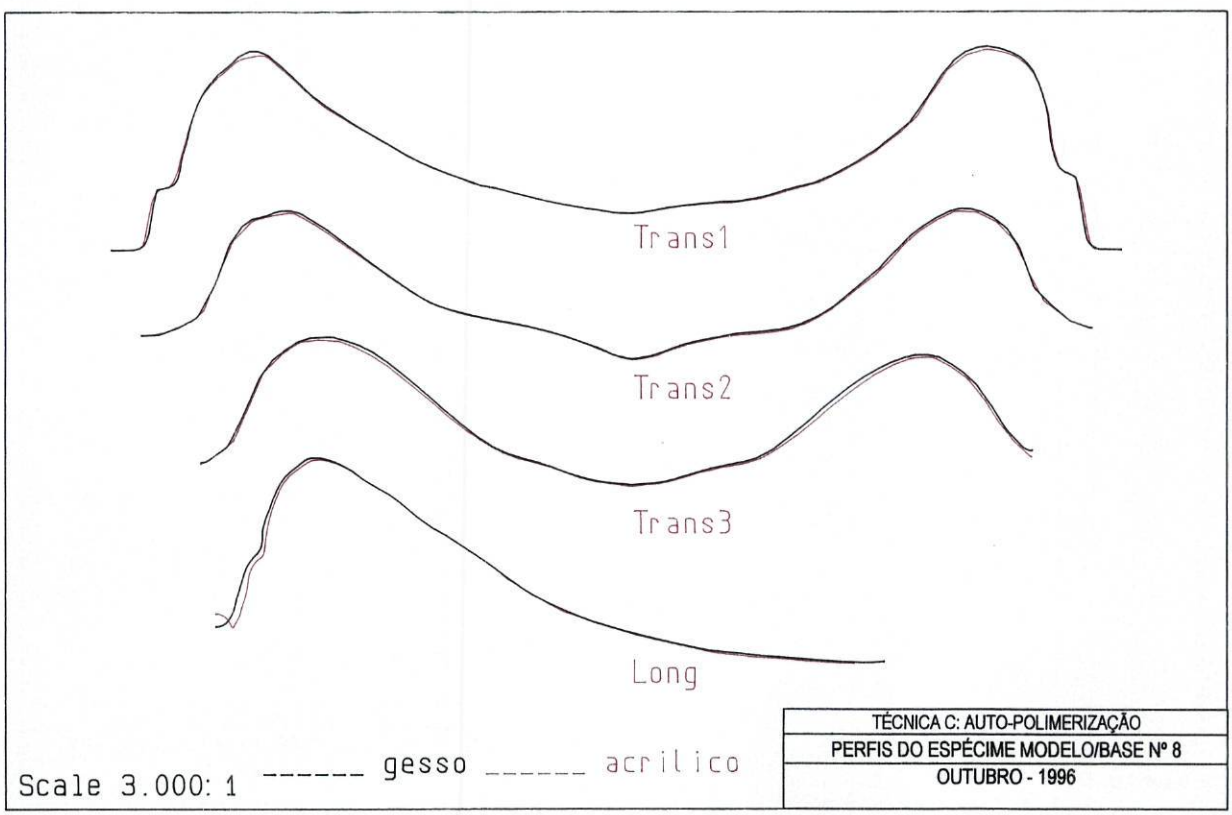


Fig. 28 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 8 da técnica C.

TABELA XXIX - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
9	TRANSV 1	1	-0,443	0,007	0,450	0,867	0,519	2%	-98%
		2	-0,553	0,000	0,553	0,877	0,631	0%	-100%
		3	-1,331	0,000	1,331	3,342	0,398	0%	-100%
		4	-1,169	0,000	1,169	1,226	0,954	0%	-100%
		5	-0,293	0,343	0,636	0,983	0,647	54%	-46%
	TOTAL		-3,789	0,350	4,139	7,295	0,567	8%	-92%
	TRANSV 2	1	-1,358	0,000	1,358	0,924	1,470	0%	-100%
		2	-0,852	0,000	0,852	0,723	1,178	0%	-100%
		3	-2,922	0,000	2,922	3,424	0,853	0%	-100%
		4	-1,263	0,000	1,263	0,887	1,425	0%	-100%
		5	-0,440	0,180	0,620	0,941	0,658	29%	-71%
	TOTAL		-6,834	0,180	7,014	6,899	1,017	3%	-97%
	TRANSV 3	1	-1,578	0,000	1,578	0,969	1,628	0%	-100%
		2	-1,875	0,000	1,875	0,814	2,303	0%	-100%
		3	-3,514	0,000	3,514	2,871	1,224	0%	-100%
		4	-2,126	0,000	2,126	0,929	2,289	0%	-100%
		5	-0,646	0,000	0,646	0,727	0,889	0%	-100%
	TOTAL		-9,739	0,000	9,739	6,310	1,544	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,943	0,000	0,943	0,703	1,342	0%	-100%
		2	-0,817	0,008	0,826	2,237	0,369	1%	-99%
		3	-0,286	0,011	0,296	0,754	0,393	4%	-96%
		4	-1,390	0,000	1,390	0,758	1,833	0%	-100%
	TOTAL		-3,436	0,019	3,455	4,452	0,776	1%	-99%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-23,798	0,549	24,347	24,956	0,976	2%	-98%

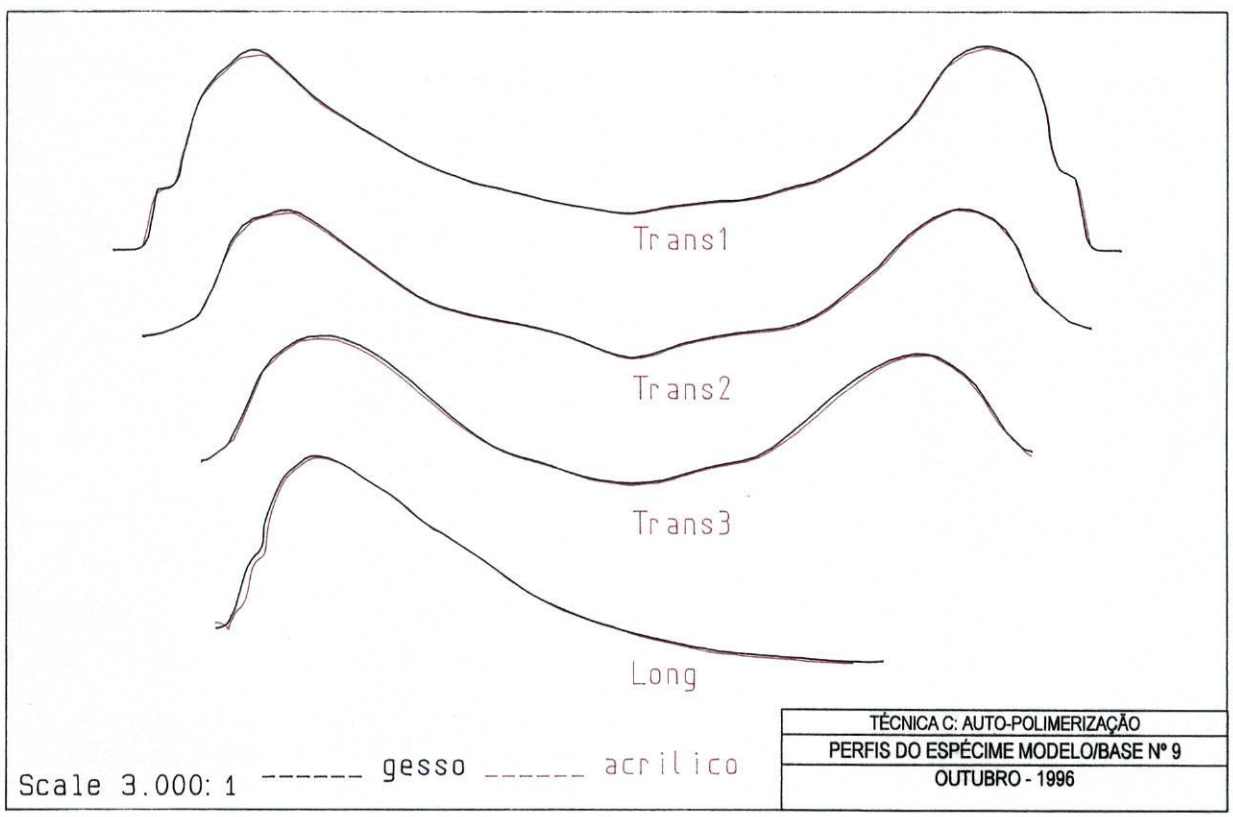


Fig. 29 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 9 da técnica C.

TABELA XXX - TÉCNICA C: POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA - AUTOPOLIMERIZAÇÃO. CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
10	TRANSV 1	1	-0,401	0,075	0,476	0,843	0,565	16%	-84%
		2	-1,029	0,000	1,029	0,876	1,173	0%	-100%
		3	-2,061	0,000	2,061	3,340	0,617	0%	-100%
		4	-1,190	0,000	1,190	1,226	0,970	0%	-100%
		5	-0,362	0,312	0,675	0,962	0,702	46%	-54%
	TOTAL		-5,042	0,388	5,430	7,248	0,749	7%	-93%
	TRANSV 2	1	-1,132	0,004	1,136	0,917	1,238	0%	-100%
		2	-1,111	0,000	1,111	0,721	1,540	0%	-100%
		3	-2,634	0,000	2,634	3,421	0,770	0%	-100%
		4	-1,002	0,000	1,002	0,887	1,129	0%	-100%
		5	-0,556	0,151	0,706	0,932	0,758	21%	-79%
	TOTAL		-6,435	0,154	6,590	6,879	0,958	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,467	0,000	1,467	0,963	1,525	0%	-100%
		2	-2,023	0,000	2,023	0,811	2,494	0%	-100%
		3	-3,120	0,000	3,120	2,868	1,088	0%	-100%
		4	-1,797	0,000	1,797	0,928	1,935	0%	-100%
		5	-1,005	0,000	1,005	0,711	1,414	0%	-100%
	TOTAL		-9,413	0,000	9,413	6,281	1,499	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,870	0,000	0,870	0,703	1,238	0%	-100%
		2	-0,566	0,110	0,676	2,233	0,303	16%	-84%
		3	-0,170	0,066	0,236	0,753	0,313	28%	-72%
		4	-1,387	0,000	1,387	0,734	1,890	0%	-100%
	TOTAL		-2,993	0,176	3,169	4,423	0,717	6%	-94%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-23,883	0,718	24,601	24,830	0,991	3%	-97%

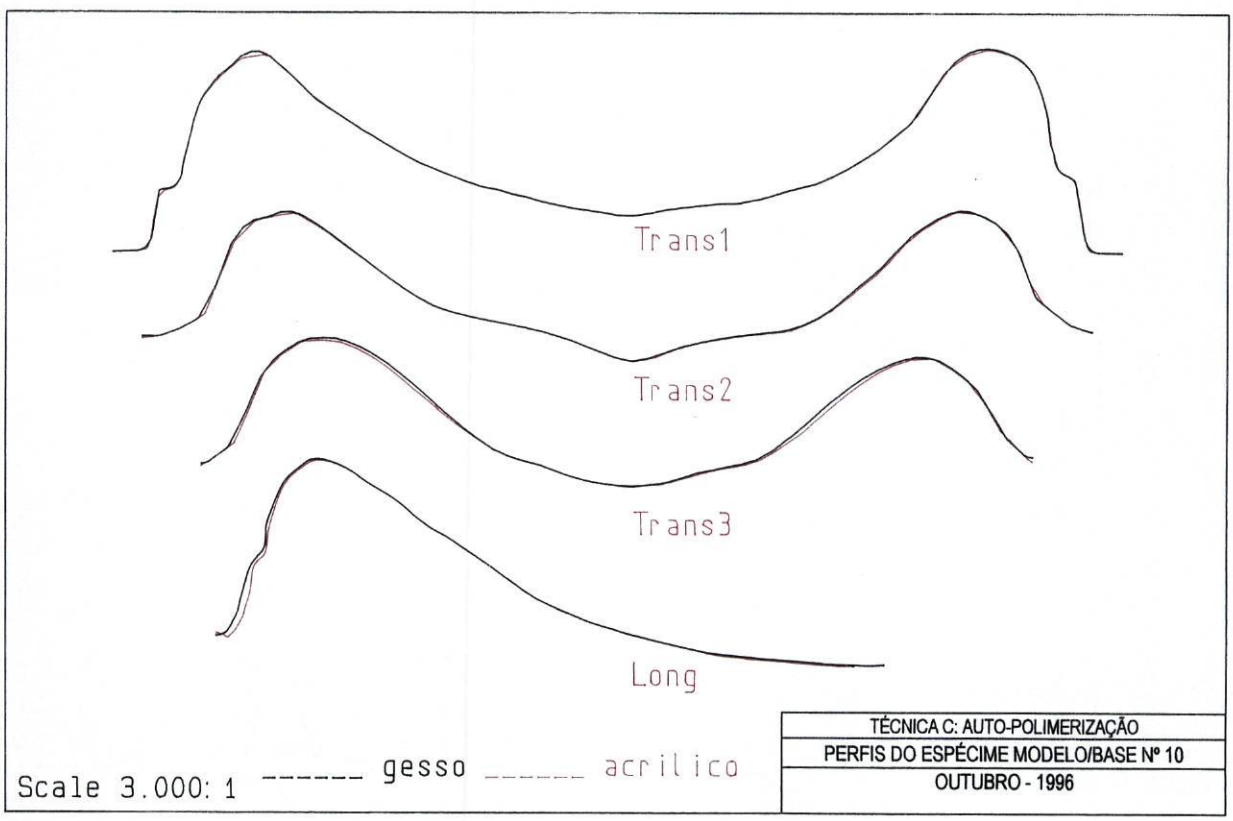


Fig. 30 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 10 da técnica C.

TABELA XXXI - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
1	TRANSV 1	1	-1,034	0,000	1,034	0,853	1,213	0%	-100%
		2	-0,091	0,110	0,201	0,878	0,228	55%	-45%
		3	-2,591	0,000	2,591	3,342	0,775	0%	-100%
		4	-1,052	0,000	1,052	1,231	0,854	0%	-100%
		5	-0,590	0,246	0,836	0,984	0,849	29%	-71%
	TOTAL		-5,358	0,355	5,714	7,288	0,784	6%	-94%
	TRANSV 2	1	-1,770	0,000	1,770	0,927	1,909	0%	-100%
		2	-0,496	0,000	0,496	0,724	0,686	0%	-100%
		3	-2,164	0,000	2,165	3,423	0,632	0%	-100%
		4	-0,933	0,000	0,933	0,891	1,047	0%	-100%
		5	-0,932	0,105	1,037	0,941	1,103	10%	-90%
	TOTAL		-6,296	0,105	6,401	6,906	0,927	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-2,164	0,000	2,164	0,972	2,226	0%	-100%
		2	-1,421	0,000	1,421	0,814	1,746	0%	-100%
		3	-2,834	0,000	2,834	2,871	0,987	0%	-100%
		4	-1,825	0,000	1,825	0,931	1,961	0%	-100%
		5	-1,202	0,000	1,202	0,724	1,662	0%	-100%
	TOTAL		-9,447	0,000	9,447	6,312	1,497	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,850	0,000	0,850	0,703	1,209	0%	-100%
		2	-0,533	0,385	0,918	2,235	0,411	42%	-58%
		3	-0,170	0,288	0,458	0,758	0,605	63%	-37%
		4	-2,310	0,000	2,310	0,751	3,075	0%	-100%
	TOTAL		-3,863	0,673	4,536	4,447	1,020	15%	-85%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-24,964	1,133	26,098	24,953	1,046	4%	-96%

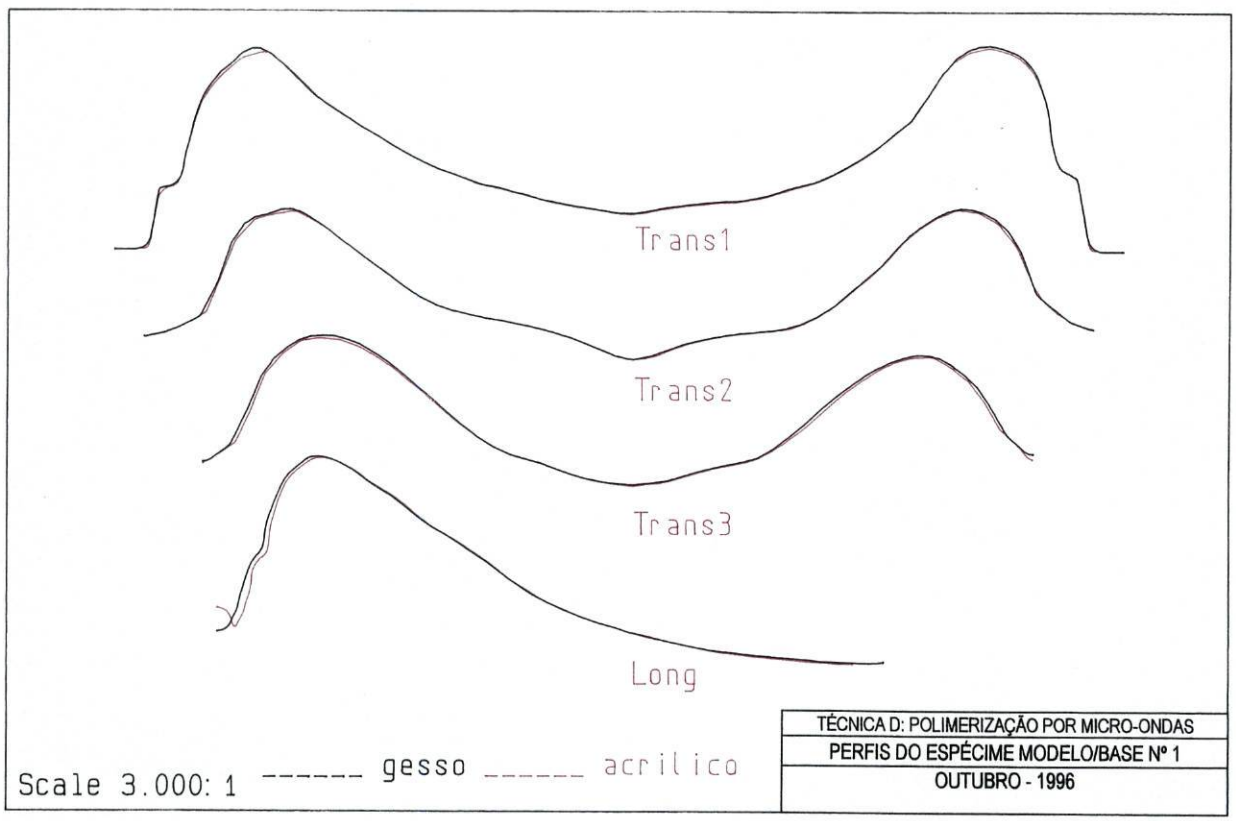


Fig. 31 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 1 da técnica D.

TABELA XXXII - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
2	TRANSV 1	1	-0,568	0,002	0,570	0,858	0,664	0%	-100%
		2	-0,568	0,000	0,568	0,879	0,645	0%	-100%
		3	-2,350	0,000	2,350	3,342	0,703	0%	-100%
		4	-0,573	0,101	0,674	1,233	0,547	15%	-85%
		5	-1,075	0,000	1,075	0,980	1,097	0%	-100%
	TOTAL		-5,134	0,103	5,237	7,293	0,718	2%	-98%
	TRANSV 2	1	-1,185	0,000	1,185	0,929	1,275	0%	-100%
		2	-0,789	0,000	0,789	0,725	1,088	0%	-100%
		3	-2,880	0,000	2,880	3,423	0,841	0%	-100%
		4	-0,789	0,000	0,789	0,892	0,884	0%	-100%
		5	-1,440	0,006	1,447	0,942	1,536	0%	-100%
	TOTAL		-7,083	0,006	7,089	6,912	1,026	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,266	0,000	1,266	0,972	1,303	0%	-100%
		2	-1,835	0,000	1,835	0,814	2,254	0%	-100%
		3	-3,419	0,000	3,419	2,871	1,191	0%	-100%
		4	-1,725	0,000	1,725	0,932	1,850	0%	-100%
		5	-1,725	0,000	1,725	0,724	2,382	0%	-100%
	TOTAL		-9,971	0,000	9,971	6,314	1,579	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,153	0,000	1,153	0,703	1,640	0%	-100%
		2	-0,646	0,324	0,970	2,237	0,433	33%	-67%
		3	-0,129	0,169	0,298	0,758	0,394	57%	-43%
		4	-1,970	0,000	1,970	0,753	2,617	0%	-100%
	TOTAL		-3,898	0,493	4,392	4,450	0,987	11%	-89%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-26,086	0,602	26,688	24,969	1,069	2%	-98%

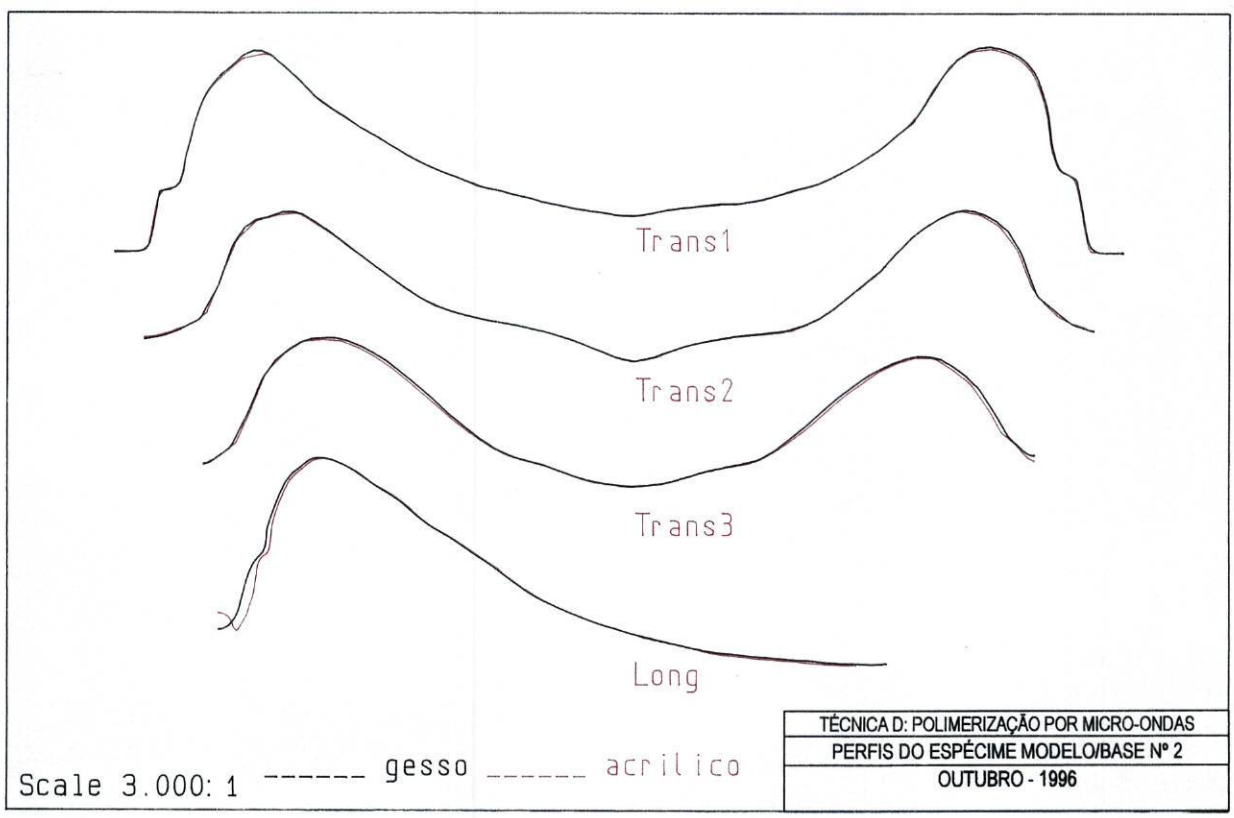


Fig. 32 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 2 da técnica D.

TABELA XXXIII - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
3	TRANSV 1	1	-0,772	0,000	0,772	0,853	0,905	0%	-100%
		2	-0,284	0,055	0,339	0,877	0,386	16%	-84%
		3	-2,720	0,000	2,720	3,342	0,814	0%	-100%
		4	-0,853	0,001	0,854	1,231	0,694	0%	-100%
		5	-0,301	0,419	0,721	0,968	0,744	58%	-42%
	TOTAL		-4,930	0,475	5,405	7,270	0,743	9%	-91%
	TRANSV 2	1	-1,704	0,000	1,704	0,923	1,846	0%	-100%
		2	-0,576	0,000	0,576	0,723	0,797	0%	-100%
		3	-3,027	0,000	3,027	3,422	0,885	0%	-100%
		4	-1,120	0,000	1,120	0,891	1,257	0%	-100%
		5	-0,653	0,148	0,801	0,936	0,856	18%	-82%
	TOTAL		-7,079	0,148	7,227	6,894	1,048	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,932	0,000	1,932	0,966	2,001	0%	-100%
		2	-1,530	0,000	1,530	0,812	1,884	0%	-100%
		3	-3,261	0,000	3,261	2,870	1,136	0%	-100%
		4	-1,985	0,000	1,985	0,930	2,135	0%	-100%
		5	-1,003	0,000	1,003	0,714	1,405	0%	-100%
	TOTAL		-9,711	0,000	9,711	6,291	1,544	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,948	0,000	0,948	0,703	1,348	0%	-100%
		2	-0,646	0,265	0,911	2,234	0,408	29%	-71%
		3	-0,108	0,448	0,556	0,757	0,735	81%	-19%
		4	-1,932	0,000	1,932	0,734	2,632	0%	-100%
	TOTAL		-3,634	0,713	4,347	4,428	0,982	16%	-84%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-25,354	1,336	26,690	24,884	1,073	5%	-95%

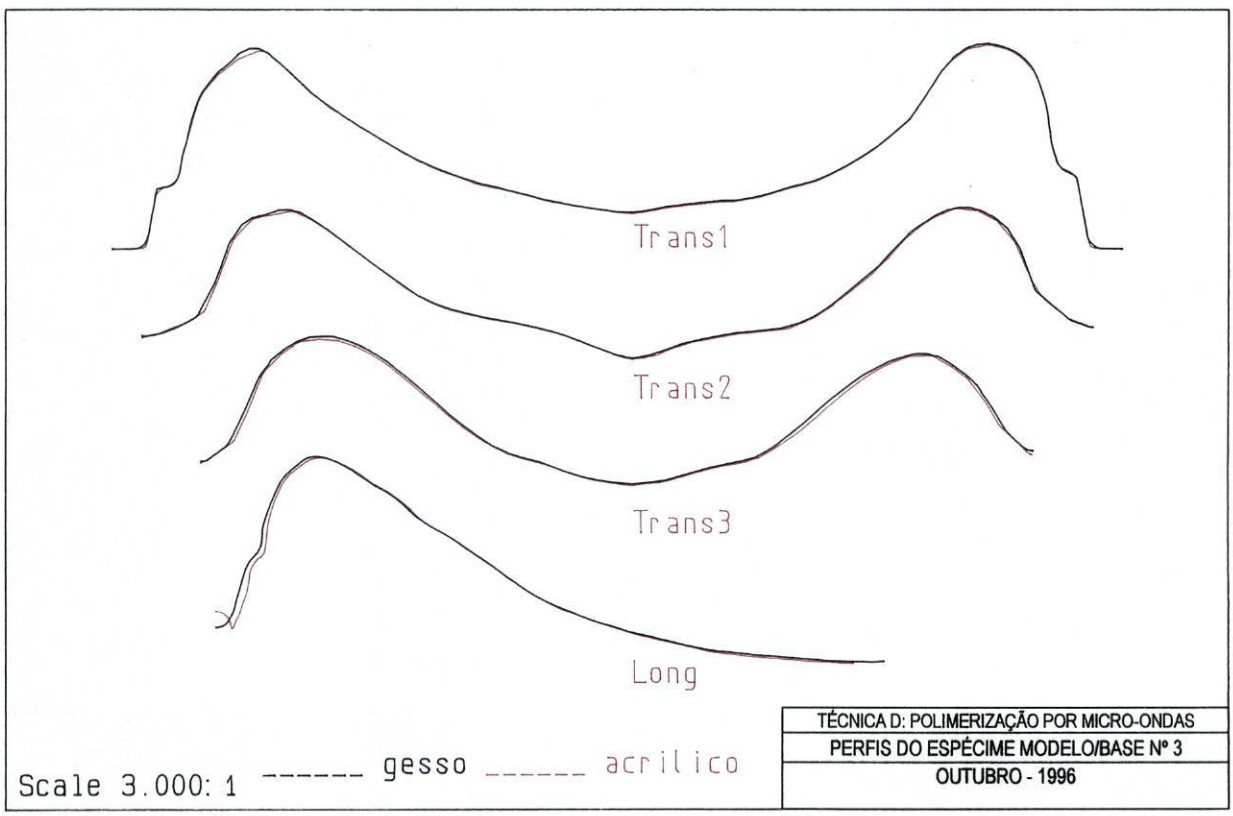


Fig. 33 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 3 da técnica D.

TABELA XXXIV - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
4	TRANSV 1	1	-0,899	0,000	0,899	0,822	1,094	0%	-100%
		2	-0,653	0,000	0,653	0,876	0,745	0%	-100%
		3	-4,594	0,000	4,594	3,342	1,375	0%	-100%
		4	-1,568	0,000	1,568	1,228	1,277	0%	-100%
		5	-1,302	0,000	1,302	0,951	1,369	0%	-100%
	TOTAL		-9,016	0,000	9,016	7,218	1,249	0%	-100%
	TRANSV 2	1	-1,556	0,000	1,556	0,917	1,698	0%	-100%
		2	-0,834	0,000	0,834	0,723	1,154	0%	-100%
		3	-4,339	0,000	4,339	3,421	1,268	0%	-100%
		4	-1,375	0,000	1,375	0,890	1,545	0%	-100%
		5	-1,641	0,004	1,645	0,930	1,769	0%	-100%
	TOTAL		-9,745	0,004	9,749	6,880	1,417	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,851	0,000	1,851	0,965	1,918	0%	-100%
		2	-1,749	0,000	1,749	0,814	2,149	0%	-100%
		3	-3,489	0,000	3,489	2,868	1,216	0%	-100%
		4	-2,090	0,000	2,090	0,932	2,241	0%	-100%
		5	-1,795	0,000	1,795	0,704	2,548	0%	-100%
	TOTAL		-10,973	0,000	10,973	6,284	1,746	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,326	0,000	1,326	0,703	1,887	0%	-100%
		2	-1,055	0,139	1,194	2,235	0,534	12%	-88%
		3	-0,173	0,192	0,366	0,757	0,483	53%	-47%
		4	-2,082	0,000	2,082	0,753	2,766	0%	-100%
	TOTAL		-4,637	0,332	4,968	4,447	1,117	7%	-93%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-47,140	0,336	47,475	24,829	1,912	1%	-99%

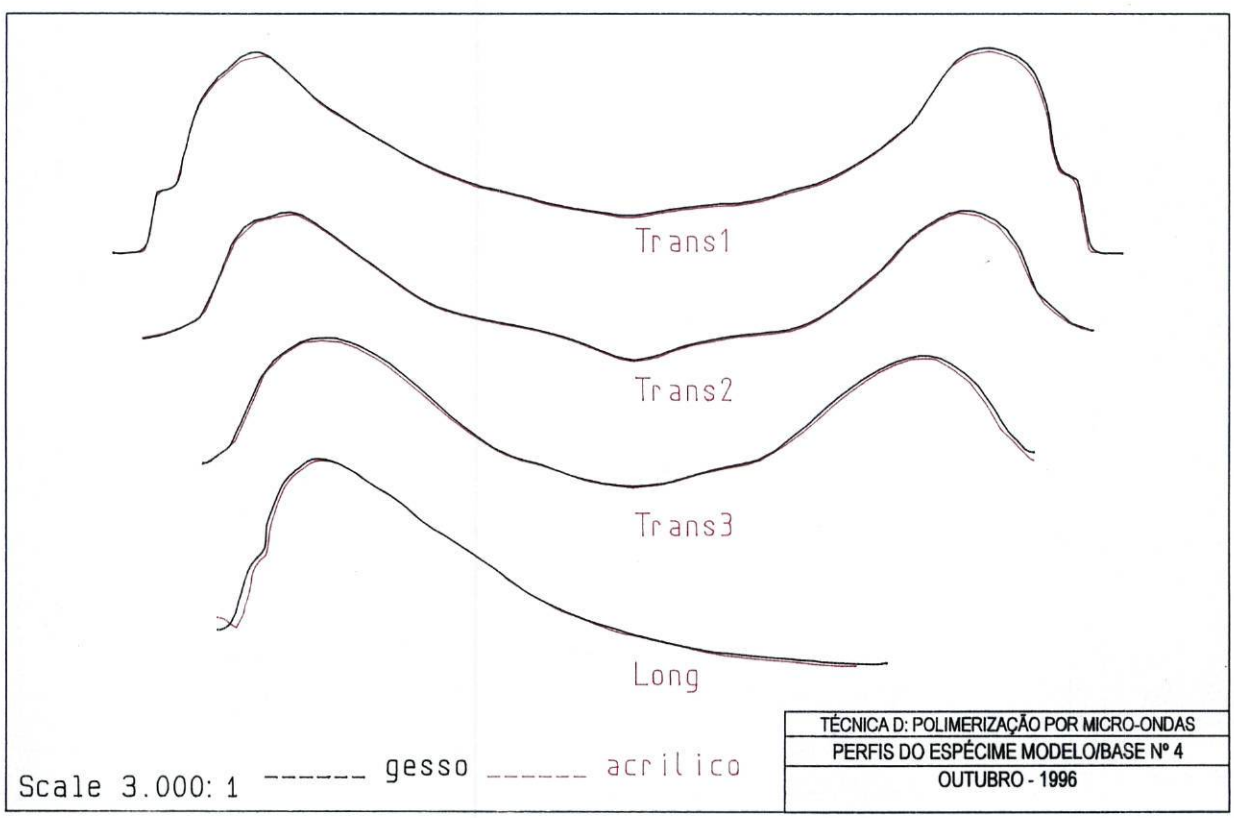


Fig. 34 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 4 da técnica D.

TABELA XXXV - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
5	TRANSV 1	1	-0,796	0,000	0,796	0,860	0,926	0%	-100%
		2	-1,252	0,000	1,252	0,872	1,435	0%	-100%
		3	-4,068	0,000	4,068	3,343	1,217	0%	-100%
		4	-0,399	0,428	0,827	1,219	0,679	52%	-48%
		5	-1,622	0,000	1,622	0,980	1,655	0%	-100%
	TOTAL		-8,137	0,428	8,565	7,274	1,177	5%	-95%
	TRANSV 2	1	-1,733	0,000	1,733	0,922	1,880	0%	-100%
		2	-1,449	0,000	1,449	0,719	2,015	0%	-100%
		3	-4,584	0,000	4,584	3,425	1,338	0%	-100%
		4	-0,449	0,000	0,449	0,881	0,510	0%	-100%
		5	-1,680	0,000	1,680	0,934	1,799	0%	-100%
	TOTAL		-9,895	0,000	9,895	6,881	1,438	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,863	0,000	1,863	0,965	1,930	0%	-100%
		2	-2,384	0,000	2,384	0,806	2,959	0%	-100%
		3	-4,472	0,000	4,472	2,873	1,556	0%	-100%
		4	-1,620	0,000	1,620	0,921	1,758	0%	-100%
		5	-1,799	0,000	1,799	0,722	2,491	0%	-100%
	TOTAL		-12,138	0,000	12,138	6,288	1,930	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,511	0,000	1,511	0,703	2,148	0%	-100%
		2	-1,416	0,001	1,416	2,236	0,633	0%	-100%
		3	-0,358	0,004	0,361	0,747	0,483	1%	-99%
		4	-1,732	0,000	1,732	0,754	2,297	0%	-100%
	TOTAL		-5,016	0,004	5,020	4,441	1,130	0%	-100%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-35,187	0,432	35,619	24,885	1,431	1%	-99%

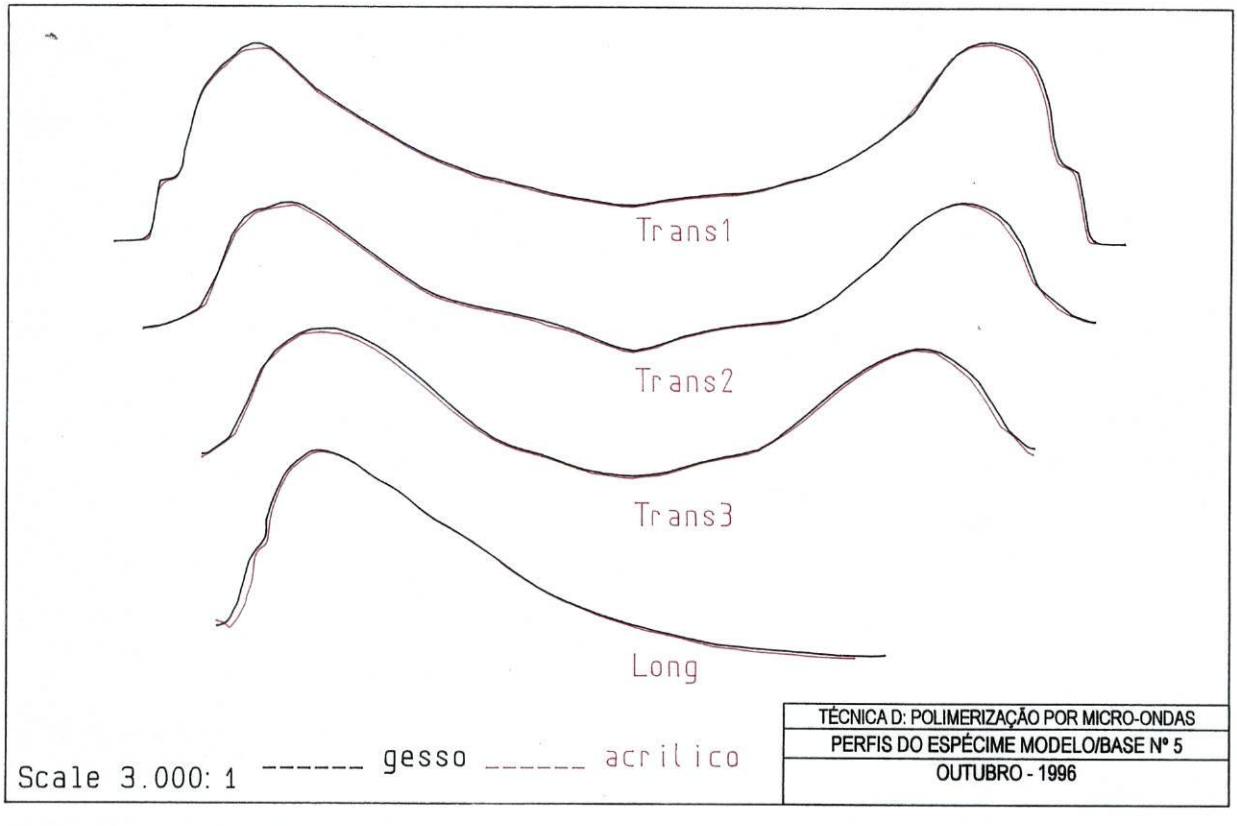


Fig. 35 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 5 da técnica D.

TABELA XXXVI - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
6	TRANSV 1	1	-1,391	0,000	1,391	0,841	1,654	0%	-100%
		2	-0,886	0,000	0,886	0,876	1,012	0%	-100%
		3	-3,352	0,000	3,352	3,342	1,003	0%	-100%
		4	-1,263	0,000	1,263	1,228	1,028	0%	-100%
		5	-0,671	0,025	0,695	0,960	0,725	4%	-96%
	TOTAL		-7,563	0,025	7,588	7,247	1,047	0%	-100%
	TRANSV 2	1	-1,999	0,000	1,999	0,919	2,175	0%	-100%
		2	-0,959	0,000	0,959	0,720	1,332	0%	-100%
		3	-3,349	0,000	3,349	3,424	0,978	0%	-100%
		4	-1,065	0,000	1,065	0,889	1,198	0%	-100%
		5	-1,281	0,009	1,290	0,929	1,388	1%	-99%
	TOTAL		-8,654	0,009	8,663	6,882	1,259	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-2,065	0,000	2,065	0,963	2,144	0%	-100%
		2	-1,890	0,000	1,890	0,809	2,335	0%	-100%
		3	-3,742	0,000	3,742	2,871	1,303	0%	-100%
		4	-2,051	0,000	2,051	0,928	2,209	0%	-100%
		5	-1,573	0,000	1,573	0,705	2,231	0%	-100%
	TOTAL		-11,321	0,000	11,321	6,277	1,804	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,057	0,000	1,057	0,703	1,504	0%	-100%
		2	-0,859	0,137	0,995	2,238	0,445	14%	-86%
		3	-0,199	0,119	0,318	0,751	0,424	37%	-63%
		4	-2,313	0,000	2,313	0,732	3,159	0%	-100%
	TOTAL		-4,428	0,256	4,684	4,424	1,059	5%	-95%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-40,199	0,340	40,539	24,830	1,633	1%	-99%

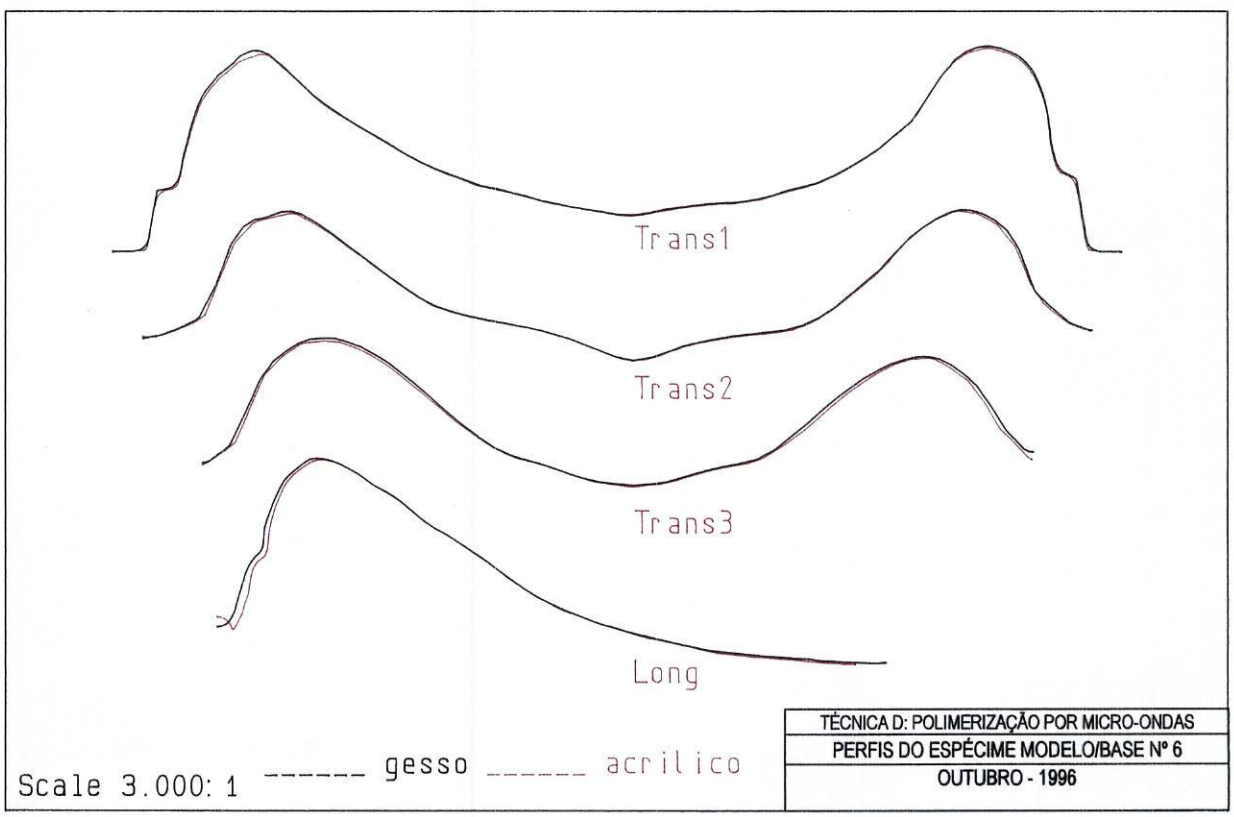


Fig. 36 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 6 da técnica D.

TABELA XXXVII - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
7	TRANSV 1	1	-0,828	0,000	0,828	0,824	1,005	0%	-100%
		2	-0,429	0,000	0,429	0,873	0,491	0%	-100%
		3	-0,655	0,006	0,661	3,342	0,198	1%	-99%
		4	-0,377	0,058	0,436	1,223	0,356	13%	-87%
		5	-0,718	0,000	0,718	0,948	0,757	0%	-100%
	TOTAL		-3,007	0,064	3,072	7,210	0,426	2%	-98%
	TRANSV 2	1	-1,488	0,000	1,488	0,912	1,632	0%	-100%
		2	-0,836	0,000	0,836	0,720	1,161	0%	-100%
		3	-1,616	0,000	1,616	3,423	0,472	0%	-100%
		4	-0,588	0,000	0,588	0,886	0,664	0%	-100%
		5	-0,953	0,014	0,968	0,928	1,043	1%	-99%
	TOTAL		-5,481	0,014	5,496	6,869	0,800	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,792	0,000	1,792	0,960	1,867	0%	-100%
		2	-2,072	0,000	2,072	0,809	2,562	0%	-100%
		3	-2,757	0,000	2,757	2,870	0,961	0%	-100%
		4	-1,715	0,000	1,715	0,926	1,853	0%	-100%
		5	-1,298	0,000	1,298	0,698	1,860	0%	-100%
	TOTAL		-9,635	0,000	9,635	6,263	1,538	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,760	0,000	0,760	0,703	1,081	0%	-100%
		2	-0,645	0,017	0,662	2,237	0,296	3%	-97%
		3	-0,497	0,000	0,497	0,750	0,662	0%	-100%
		4	-1,586	0,000	1,586	0,731	2,169	0%	-100%
	TOTAL		-3,487	0,017	3,504	4,421	0,793	0%	-100%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-21,611	0,096	21,707	24,762	0,877	0%	-100%

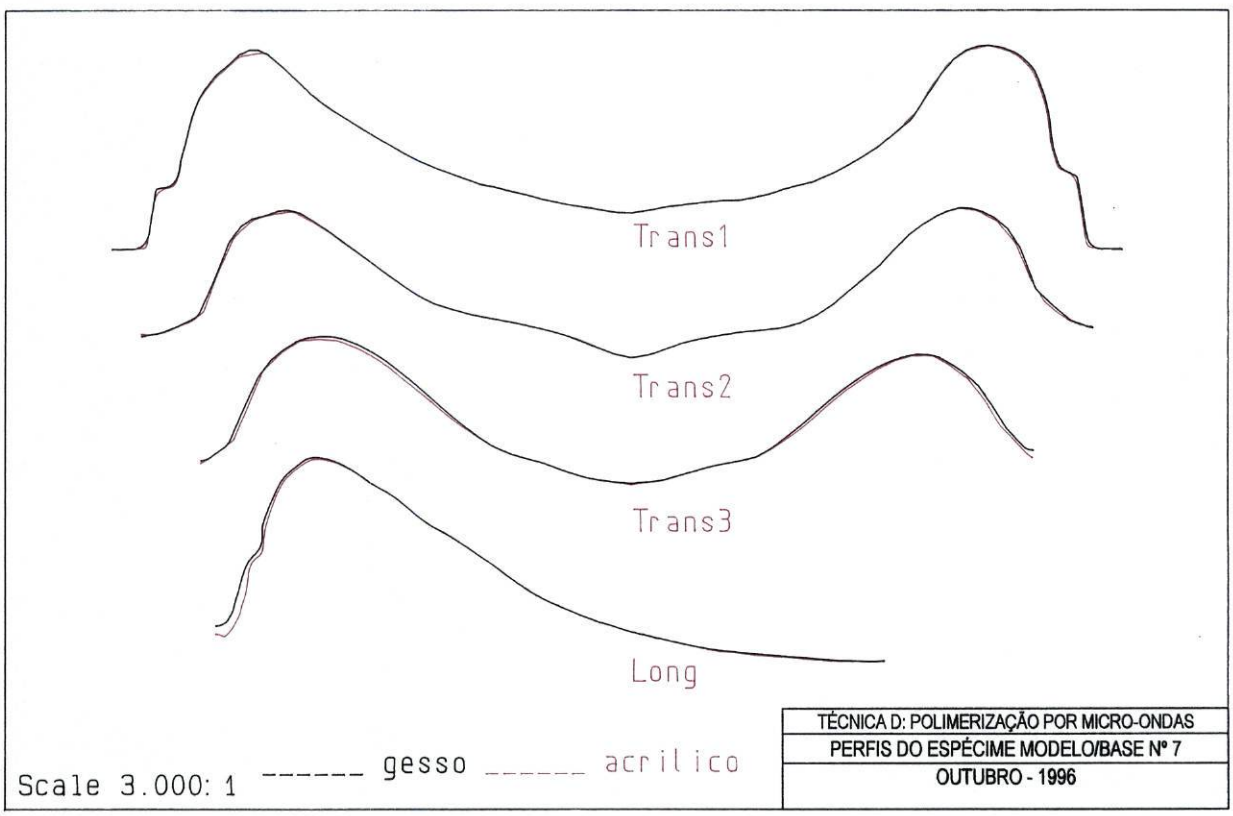


Fig. 37 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 7 da técnica D.

TABELA XXXVIII - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
8	TRANSV 1	1	-0,241	0,007	0,248	0,855	0,290	3%	-97%
		2	-0,602	0,000	0,602	0,874	0,689	0%	-100%
		3	-2,271	0,000	2,271	3,341	0,680	0%	-100%
		4	-1,037	0,000	1,037	1,220	0,850	0%	-100%
		5	-0,499	0,129	0,628	0,973	0,646	21%	-79%
	TOTAL		-4,650	0,136	4,786	7,262	0,659	3%	-97%
	TRANSV 2	1	-1,097	0,000	1,097	0,921	1,191	0%	-100%
		2	-0,683	0,000	0,683	0,719	0,950	0%	-100%
		3	-2,310	0,000	2,310	3,424	0,675	0%	-100%
		4	-0,834	0,000	0,834	0,882	0,945	0%	-100%
		5	-1,008	0,045	1,052	0,936	1,125	4%	-96%
	TOTAL		-5,931	0,045	5,976	6,882	0,868	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,284	0,000	1,284	0,963	1,333	0%	-100%
		2	-1,412	0,000	1,412	0,805	1,753	0%	-100%
		3	-3,019	0,000	3,019	2,879	1,048	0%	-100%
		4	-1,745	0,000	1,745	0,924	1,889	0%	-100%
		5	-1,330	0,000	1,330	0,727	1,830	0%	-100%
	TOTAL		-8,789	0,000	8,789	6,298	1,396	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,845	0,000	0,845	0,704	1,201	0%	-100%
		2	-0,381	0,499	0,880	2,240	0,393	57%	-43%
		3	-0,137	0,413	0,550	0,745	0,738	75%	-25%
		4	-2,061	0,000	2,061	0,751	2,742	0%	-100%
	TOTAL		-3,424	0,911	4,335	4,440	0,976	21%	-79%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-22,794	1,092	23,886	24,882	0,960	5%	-95%

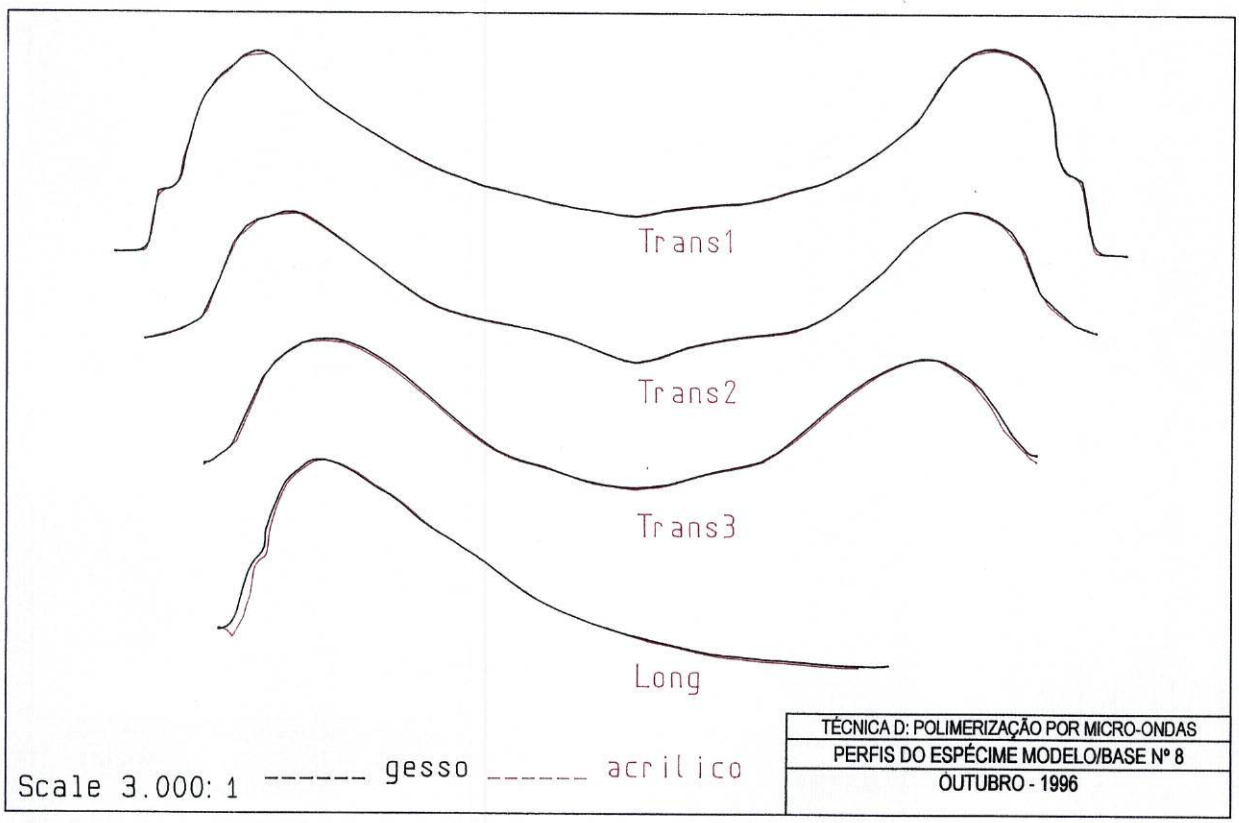


Fig. 38 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 8 da técnica D.

TABELA XXXIX - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
9	TRANSV 1	1	-0,801	0,000	0,801	0,837	0,957	0%	-100%
		2	-0,981	0,000	0,981	0,873	1,124	0%	-100%
		3	-3,516	0,000	3,516	3,341	1,052	0%	-100%
		4	-0,756	0,021	0,777	1,223	0,635	3%	-97%
		5	-0,998	0,000	0,998	0,944	1,057	0%	-100%
	TOTAL		-7,052	0,021	7,073	7,219	0,980	0%	-100%
	TRANSV 2	1	-1,757	0,000	1,757	0,914	1,923	0%	-100%
		2	-1,101	0,000	1,101	0,719	1,531	0%	-100%
		3	-3,777	0,000	3,777	3,421	1,104	0%	-100%
		4	-0,845	0,000	0,845	0,885	0,954	0%	-100%
		5	-1,315	0,000	1,315	0,925	1,422	0%	-100%
	TOTAL		-8,794	0,000	8,794	6,864	1,281	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-2,010	0,000	2,010	0,961	2,092	0%	-100%
		2	-1,972	0,000	1,972	0,808	2,439	0%	-100%
		3	-3,797	0,000	3,797	2,869	1,324	0%	-100%
		4	-1,813	0,000	1,813	0,927	1,956	0%	-100%
		5	-1,560	0,000	1,560	0,698	2,235	0%	-100%
	TOTAL		-11,150	0,000	11,150	6,262	1,781	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,264	0,000	1,264	0,703	1,798	0%	-100%
		2	-0,826	0,127	0,953	2,237	0,426	13%	-87%
		3	-0,186	0,135	0,321	0,749	0,428	42%	-58%
		4	-1,889	0,000	1,889	0,733	2,579	0%	-100%
	TOTAL		-4,165	0,263	4,427	4,422	1,001	6%	-94%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-31,161	0,284	31,445	24,766	1,270	1%	-99%

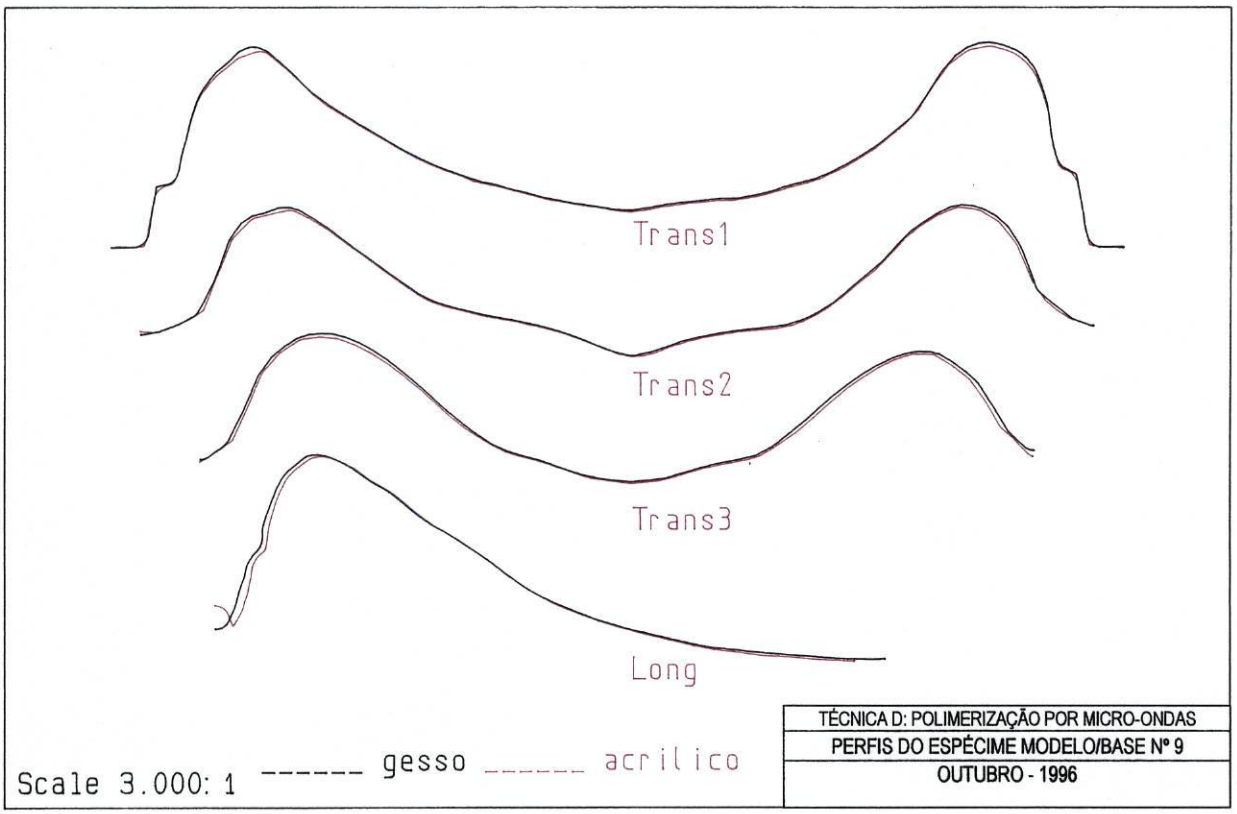


Fig. 39 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 9 da técnica D.

TABELA XL - TÉCNICA D: POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS. COMFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
10	TRANSV 1	1	-0,794	0,000	0,794	0,810	0,981	0%	-100%
		2	-1,434	0,000	1,434	0,875	1,638	0%	-100%
		3	-4,096	0,000	4,096	3,344	1,225	0%	-100%
		4	-0,942	0,003	0,945	1,226	0,771	0%	-100%
		5	-1,329	0,000	1,329	0,938	1,417	0%	-100%
	TOTAL		-8,594	0,003	8,598	7,192	1,195	0%	-100%
	TRANSV 2	1	-1,697	0,000	1,697	0,914	1,856	0%	-100%
		2	-1,326	0,000	1,326	0,721	1,838	0%	-100%
		3	-4,349	0,000	4,349	3,424	1,270	0%	-100%
		4	-1,059	0,000	1,059	0,889	1,191	0%	-100%
		5	-1,564	0,000	1,564	0,924	1,693	0%	-100%
	TOTAL		-9,994	0,000	9,994	6,873	1,454	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,880	0,000	1,880	0,962	1,953	0%	-100%
		2	-2,072	0,000	2,072	0,814	2,546	0%	-100%
		3	-3,961	0,000	3,961	2,870	1,380	0%	-100%
		4	-1,914	0,000	1,914	0,932	2,054	0%	-100%
		5	-1,909	0,000	1,909	0,697	2,740	0%	-100%
	TOTAL		-11,736	0,000	11,736	6,274	1,871	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,330	0,000	1,330	0,703	1,892	0%	-100%
		2	-0,832	0,174	1,005	2,236	0,450	17%	-83%
		3	-0,139	0,346	0,485	0,756	0,641	71%	-29%
		4	-2,417	0,000	2,417	0,742	3,256	0%	-100%
	TOTAL		-4,718	0,519	5,237	4,437	1,180	10%	-90%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-35,042	0,523	35,565	24,776	1,435	1%	-99%

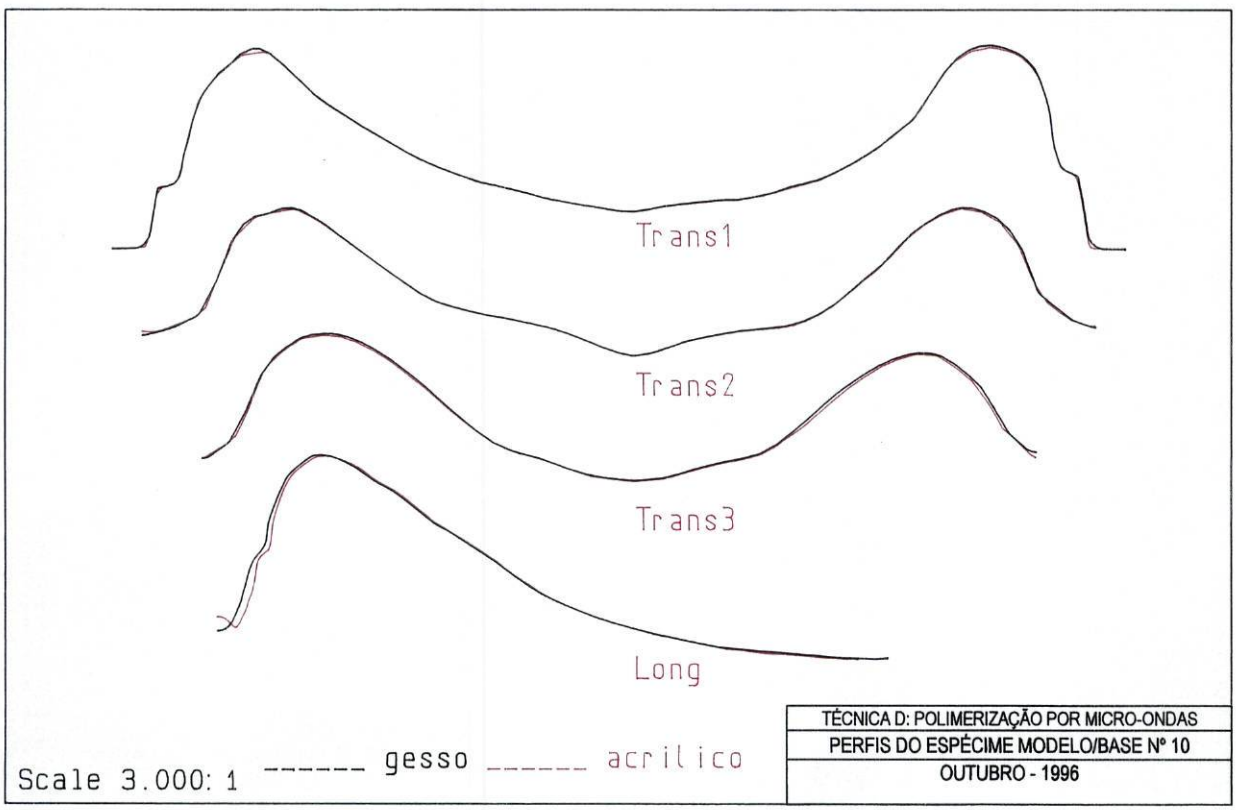


Fig. 40 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 10 da técnica D.

TABELA XLI - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
1	TRANSV 1	1	-1,278	0,000	1,278	0,865	1,478	0%	-100%
		2	-0,408	0,000	0,408	0,878	0,465	0%	-100%
		3	-1,304	0,000	1,304	3,338	0,391	0%	-100%
		4	-1,265	0,000	1,265	1,233	1,026	0%	-100%
		5	-1,061	0,000	1,061	0,981	1,082	0%	-100%
	TOTAL		-5,317	0,000	5,317	7,295	0,729	0%	-100%
	TRANSV 2	1	-1,837	0,000	1,837	0,932	1,972	0%	-100%
		2	-0,583	0,000	0,583	0,722	0,807	0%	-100%
		3	-1,455	0,000	1,455	3,418	0,426	0%	-100%
		4	-0,875	0,000	0,875	0,892	0,980	0%	-100%
		5	-1,332	0,005	1,337	0,943	1,418	0%	-100%
	TOTAL		-6,083	0,005	6,087	6,906	0,881	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,966	0,000	1,966	0,976	2,013	0%	-100%
		2	-1,557	0,000	1,557	0,810	1,921	0%	-100%
		3	-1,877	0,000	1,877	2,866	0,655	0%	-100%
		4	-1,727	0,000	1,727	0,931	1,855	0%	-100%
		5	-1,004	0,000	1,004	0,724	1,387	0%	-100%
	TOTAL		-8,130	0,000	8,130	6,308	1,289	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,589	0,000	0,589	0,703	0,838	0%	-100%
		2	-0,075	0,769	0,844	2,231	0,378	91%	-9%
		3	-0,060	0,489	0,549	0,754	0,728	89%	-11%
		4	-2,217	0,000	2,217	0,769	2,883	0%	-100%
	TOTAL		-2,941	1,258	4,200	4,458	0,942	30%	-70%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-22,470	1,263	23,733	24,967	0,951	5%	-95%

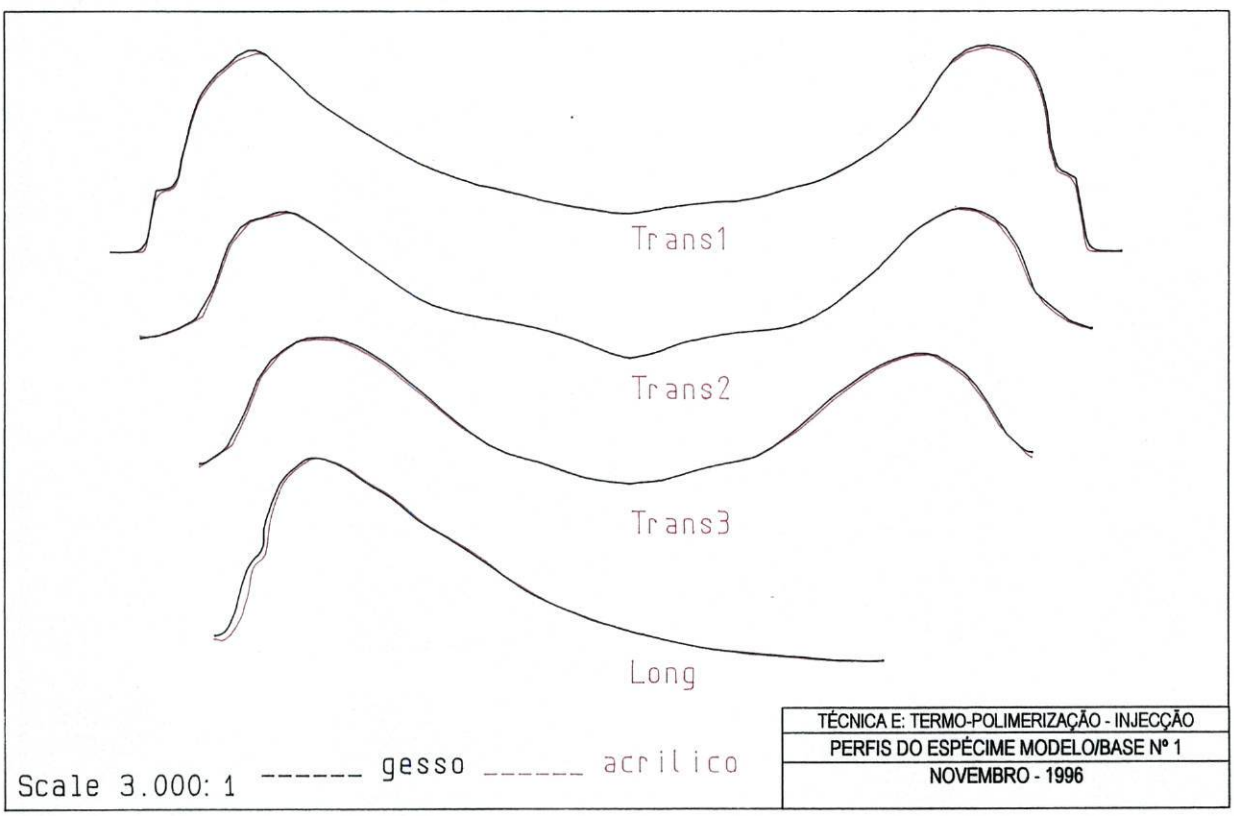


Fig. 41 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 1 da técnica E.

TABELA XLII - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
2	TRANSV 1	1	-1,702	0,000	1,702	0,839	2,028	0%	-100%
		2	-0,287	0,000	0,287	0,873	0,329	0%	-100%
		3	-0,131	0,146	0,276	3,341	0,083	53%	-47%
		4	-0,544	0,015	0,559	1,224	0,457	3%	-97%
		5	-0,841	0,000	0,841	0,942	0,892	0%	-100%
	TOTAL		-3,505	0,161	3,666	7,221	0,508	4%	-96%
	TRANSV 2	1	-2,374	0,000	2,374	0,918	2,586	0%	-100%
		2	-0,672	0,000	0,672	0,722	0,931	0%	-100%
		3	-0,904	0,016	0,919	3,421	0,269	2%	-98%
		4	-0,660	0,000	0,660	0,886	0,744	0%	-100%
		5	-1,142	0,000	1,142	0,925	1,235	0%	-100%
	TOTAL		-5,751	0,016	5,767	6,872	0,839	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-2,547	0,000	2,547	0,967	2,633	0%	-100%
		2	-1,862	0,000	1,862	0,811	2,295	0%	-100%
		3	-2,150	0,000	2,150	2,869	0,749	0%	-100%
		4	-1,615	0,000	1,615	0,927	1,743	0%	-100%
		5	-1,473	0,000	1,473	0,698	2,111	0%	-100%
	TOTAL		-9,648	0,000	9,648	6,273	1,538	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,558	0,000	0,558	0,703	0,794	0%	-100%
		2	-0,186	0,181	0,367	2,236	0,164	49%	-51%
		3	-0,260	0,051	0,311	0,749	0,416	16%	-84%
		4	-1,978	0,000	1,978	0,734	2,693	0%	-100%
	TOTAL		-2,982	0,233	3,214	4,423	0,727	7%	-93%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-21,886	0,409	22,295	24,788	0,899	2%	-98%

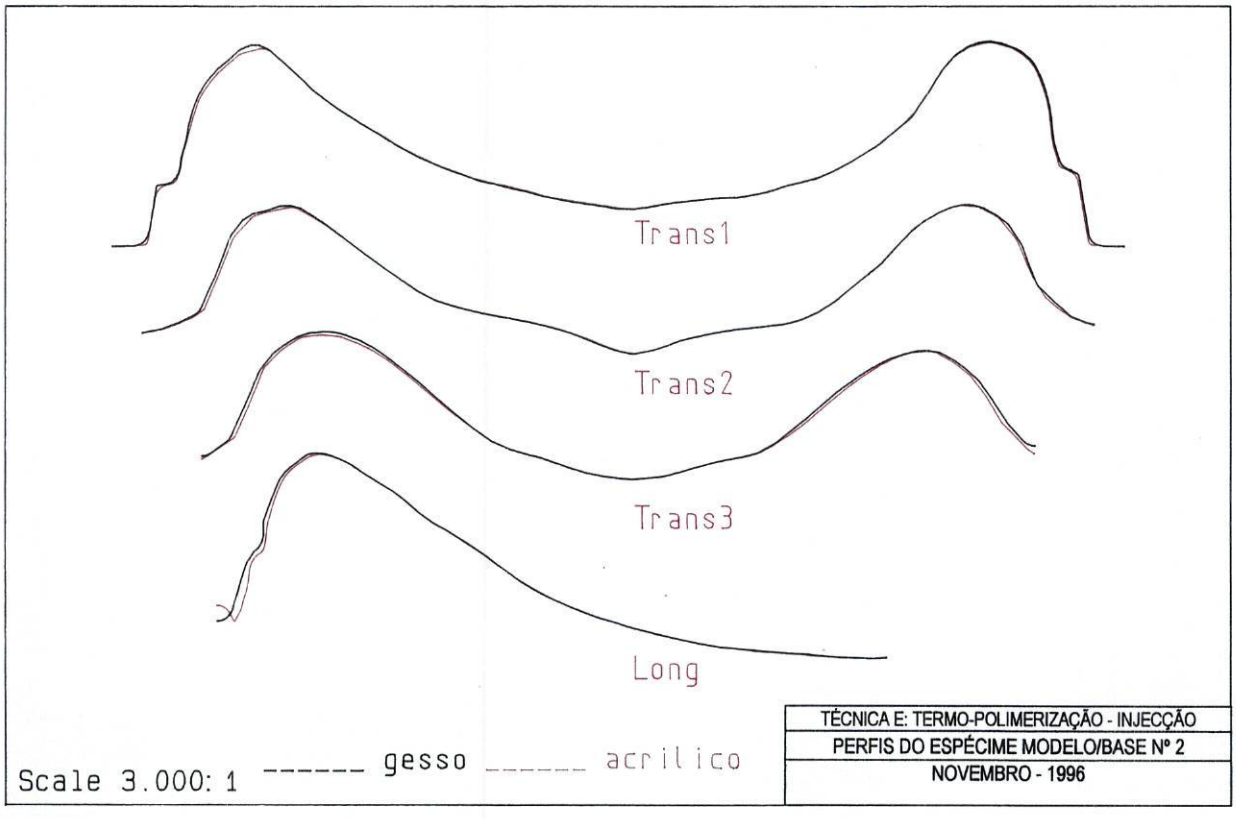


Fig. 42 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 2 da técnica E.

TABELA XLIII - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
3	TRANSV 1	1	-0,383	0,000	0,384	0,807	0,476	0%	-100%
		2	-0,842	0,000	0,842	0,877	0,960	0%	-100%
		3	-0,496	0,384	0,880	3,343	0,263	44%	-56%
		4	-0,267	0,564	0,831	1,227	0,677	68%	-32%
		5	-1,691	0,000	1,691	0,939	1,801	0%	-100%
	TOTAL		-3,679	0,948	4,627	7,193	0,643	20%	-80%
	TRANSV 2	1	-1,041	0,000	1,041	0,914	1,140	0%	-100%
		2	-1,105	0,000	1,105	0,721	1,531	0%	-100%
		3	-1,431	0,048	1,479	3,425	0,432	3%	-97%
		4	-0,178	0,012	0,190	0,890	0,214	6%	-94%
		5	-2,034	0,000	2,034	0,933	2,180	0%	-100%
	TOTAL		-5,789	0,060	5,849	6,883	0,850	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,279	0,000	1,279	0,962	1,330	0%	-100%
		2	-2,120	0,000	2,120	0,814	2,605	0%	-100%
		3	-2,460	0,002	2,461	2,870	0,858	0%	-100%
		4	-1,264	0,000	1,264	0,932	1,355	0%	-100%
		5	-1,954	0,000	1,954	0,697	2,803	0%	-100%
	TOTAL		-9,077	0,002	9,079	6,275	1,447	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,797	0,000	0,797	0,703	1,133	0%	-100%
		2	-0,302	0,147	0,449	2,236	0,201	33%	-67%
		3	-0,216	0,027	0,243	0,756	0,322	11%	-89%
		4	-1,968	0,000	1,968	0,735	2,679	0%	-100%
	TOTAL		-3,282	0,175	3,457	4,429	0,781	5%	-95%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-21,827	1,184	23,012	24,780	0,929	5%	-95%

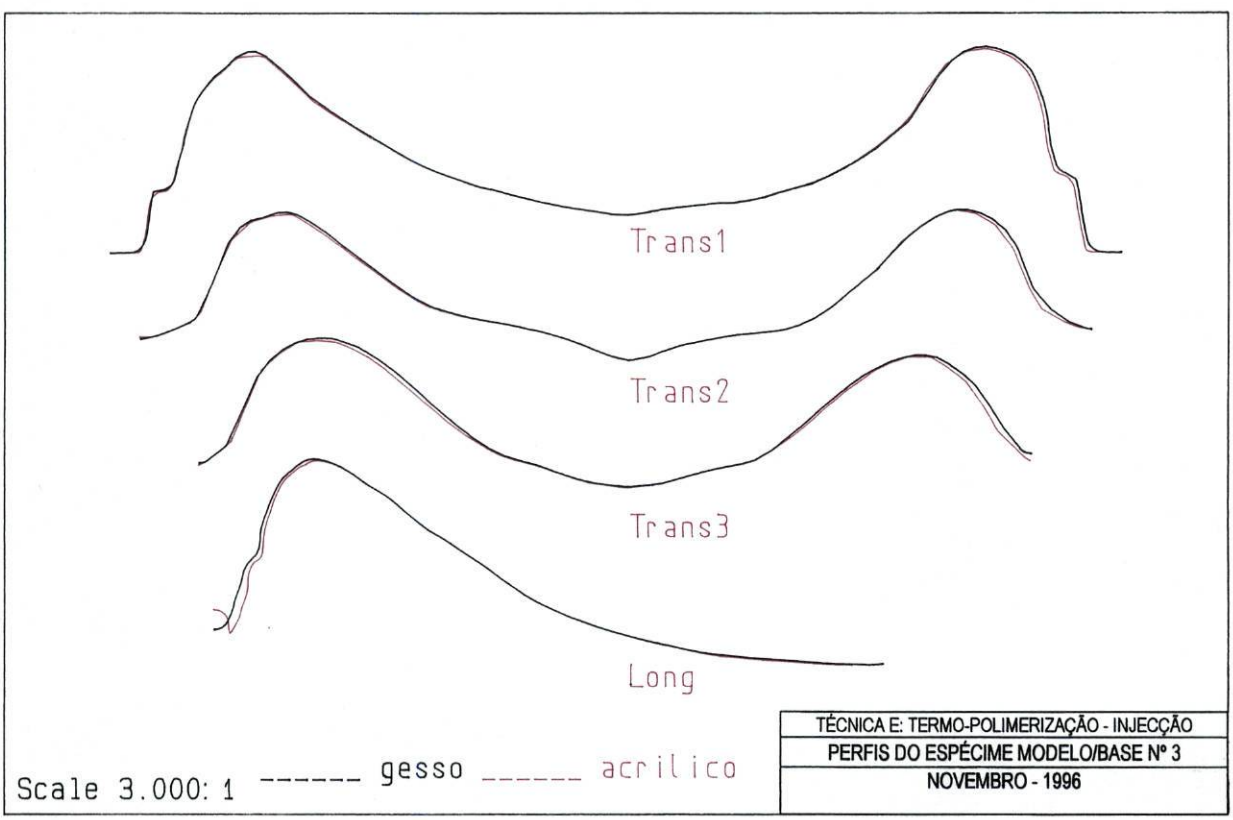


Fig. 43 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 3 da técnica E.

TABELA XLIV - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
4	TRANSV 1	1	-0,410	0,018	0,428	0,859	0,498	4%	-96%
		2	-0,447	0,000	0,447	0,880	0,508	0%	-100%
		3	-0,357	0,100	0,457	3,341	0,137	22%	-78%
		4	-0,353	0,209	0,561	1,235	0,455	37%	-63%
		5	-1,090	0,000	1,090	0,994	1,097	0%	-100%
	TOTAL		-2,657	0,327	2,984	7,309	0,408	11%	-89%
	TRANSV 2	1	-1,120	0,000	1,120	0,931	1,203	0%	-100%
		2	-0,685	0,000	0,685	0,725	0,944	0%	-100%
		3	-0,925	0,033	0,958	3,424	0,280	3%	-97%
		4	-0,302	0,000	0,302	0,893	0,338	0%	-100%
		5	-1,232	0,017	1,250	0,945	1,322	1%	-99%
	TOTAL		-4,265	0,050	4,315	6,918	0,624	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,246	0,000	1,246	0,973	1,280	0%	-100%
		2	-1,738	0,000	1,738	0,815	2,132	0%	-100%
		3	-2,080	0,000	2,080	2,870	0,725	0%	-100%
		4	-1,208	0,000	1,208	0,933	1,295	0%	-100%
		5	-1,458	0,000	1,458	0,730	1,996	0%	-100%
	TOTAL		-7,730	0,000	7,730	6,322	1,223	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,615	0,000	0,615	0,703	0,875	0%	-100%
		2	-0,082	0,582	0,664	2,236	0,297	88%	-12%
		3	-0,119	0,159	0,279	0,759	0,367	57%	-43%
		4	-2,133	0,000	2,133	0,752	2,836	0%	-100%
	TOTAL		-2,949	0,741	3,690	4,450	0,829	20%	-80%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-17,601	1,118	18,719	24,999	0,749	6%	-94%

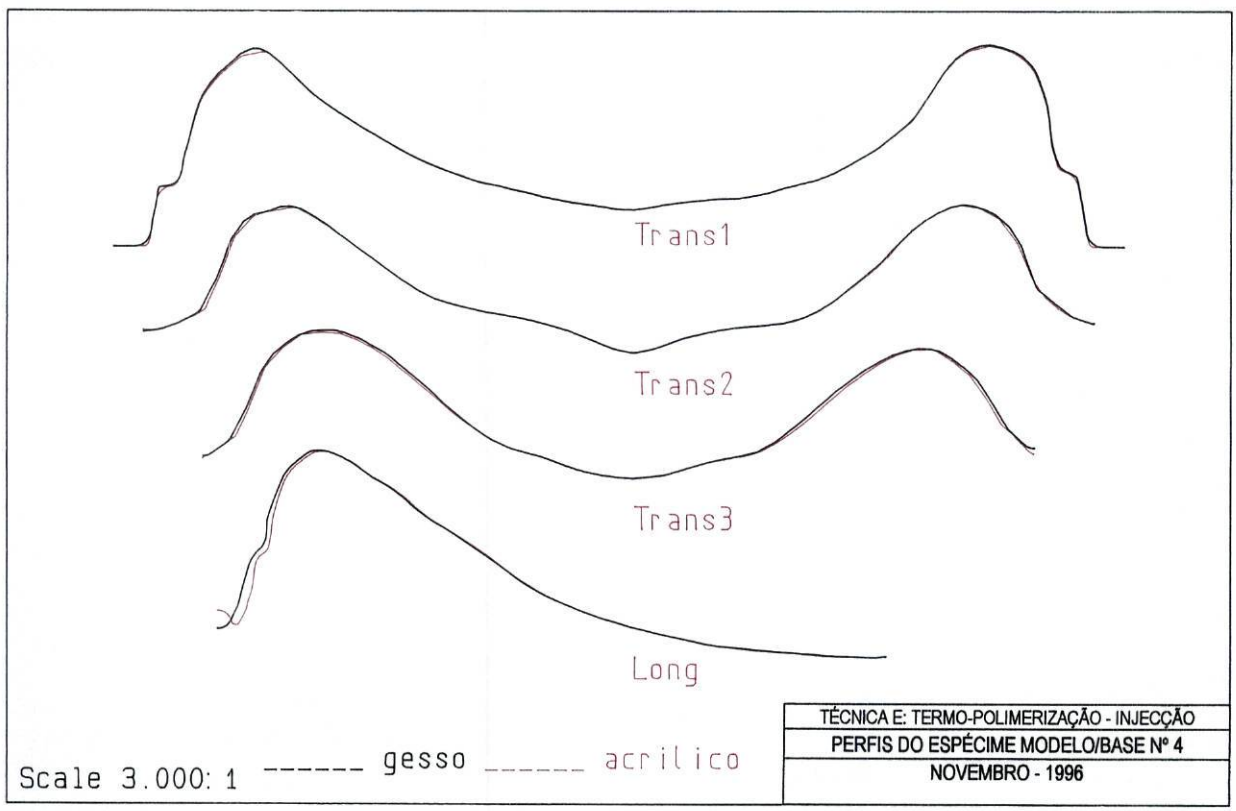


Fig. 44 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 4 da técnica E.

TABELA XLV - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	AREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
5	TRANSV 1	1	-1,153	0,000	1,153	0,832	1,385	0%	-100%
		2	-0,205	0,004	0,209	0,881	0,237	2%	-98%
		3	-1,616	0,000	1,616	3,340	0,484	0%	-100%
		4	-1,042	0,000	1,042	1,238	0,841	0%	-100%
		5	-0,498	0,092	0,590	0,999	0,591	16%	-84%
	TOTAL		-4,513	0,096	4,609	7,290	0,632	2%	-98%
	TRANSV 2	1	-1,784	0,000	1,784	0,935	1,908	0%	-100%
		2	-0,570	0,000	0,570	0,727	0,784	0%	-100%
		3	-2,494	0,000	2,494	3,421	0,729	0%	-100%
		4	-1,062	0,000	1,062	0,897	1,184	0%	-100%
		5	-0,847	0,089	0,935	0,948	0,987	9%	-91%
	TOTAL		-6,756	0,089	6,845	6,928	0,988	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,948	0,000	1,948	0,975	1,998	0%	-100%
		2	-1,527	0,000	1,527	0,816	1,872	0%	-100%
		3	-2,877	0,000	2,877	2,870	1,002	0%	-100%
		4	-1,934	0,000	1,934	0,934	2,070	0%	-100%
		5	-1,114	0,000	1,114	0,729	1,527	0%	-100%
			-9,400	0,000	9,400	6,325	1,486	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,742	0,000	0,742	0,703	1,055	0%	-100%
		2	-0,807	0,183	0,991	2,252	0,440	19%	-81%
		3	-0,213	0,099	0,311	0,742	0,420	32%	-68%
		4	-2,004	0,000	2,004	0,755	2,655	0%	-100%
	TOTAL		-3,766	0,282	4,048	4,452	0,909	7%	-93%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-24,436	0,467	24,902	24,995	0,996	2%	-98%

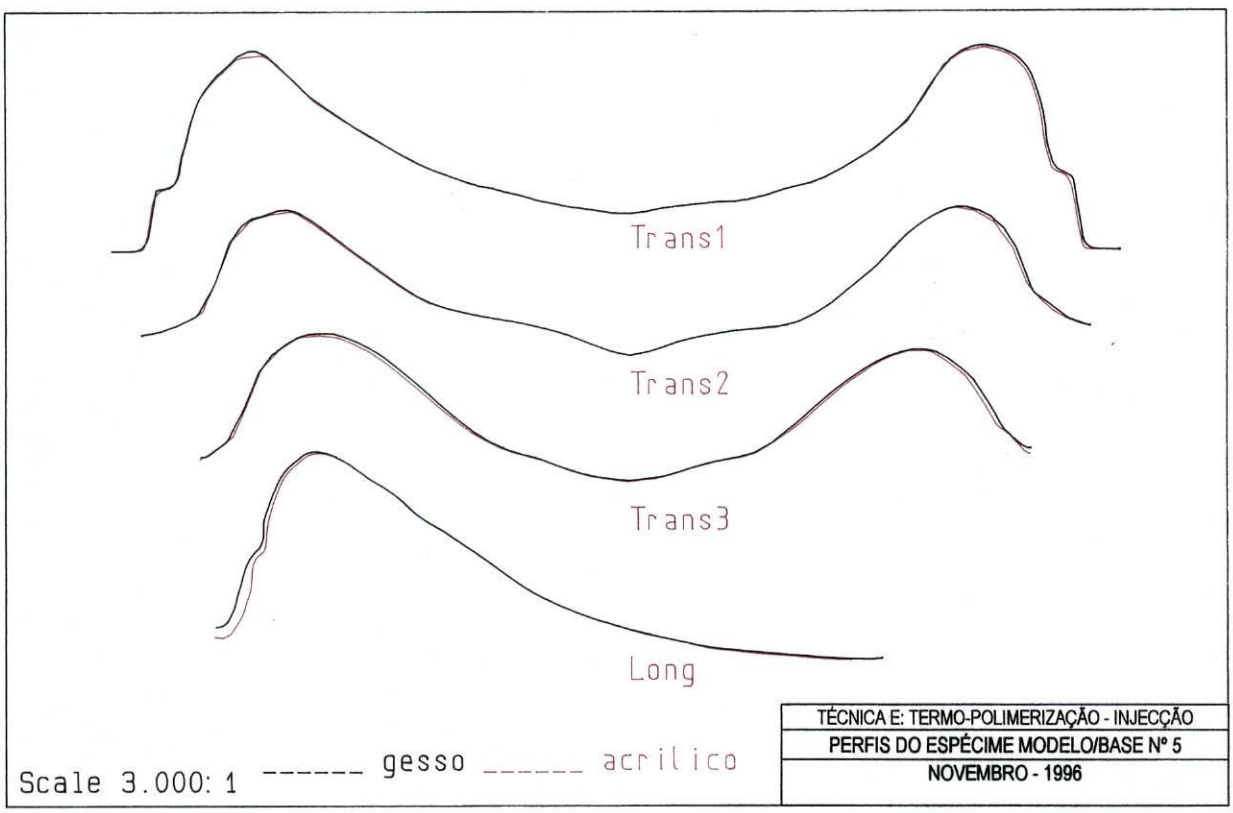


Fig. 45 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 5 da técnica E.

TABELA XLVI - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
6	TRANSV 1	1	-0,375	0,081	0,456	0,881	0,518	18%	-82%
		2	-1,031	0,000	1,031	0,873	1,181	0%	-100%
		3	-1,453	0,058	1,511	3,336	0,453	4%	-96%
		4	-0,342	0,492	0,834	1,223	0,682	59%	-41%
		5	-1,811	0,000	1,811	0,996	1,818	0%	-100%
	TOTAL		-5,012	0,630	5,642	7,309	0,772	11%	-89%
	TRANSV 2	1	-1,088	0,015	1,104	0,942	1,172	1%	-99%
		2	-1,312	0,000	1,312	0,717	1,830	0%	-100%
		3	-2,636	0,000	2,636	3,416	0,772	0%	-100%
		4	-0,277	0,000	0,278	0,882	0,315	0%	-100%
		5	-1,799	0,000	1,799	0,935	1,923	0%	-100%
	TOTAL		-7,111	0,016	7,127	6,892	1,034	0%	-100%
	TRANSV 3	1	-1,196	0,000	1,196	0,982	1,218	0%	-100%
		2	-2,360	0,000	2,360	0,805	2,933	0%	-100%
		3	-3,488	0,000	3,488	2,861	1,219	0%	-100%
		4	-1,263	0,000	1,263	0,922	1,370	0%	-100%
		5	-1,808	0,000	1,808	0,711	2,542	0%	-100%
	TOTAL		-10,116	0,000	10,116	6,281	1,610	0%	-100%
	LONGITUD	1	-1,120	0,000	1,120	0,703	1,592	0%	-100%
		2	-0,654	0,035	0,689	2,229	0,309	5%	-95%
		3	-0,207	0,020	0,227	0,748	0,304	9%	-91%
		4	-1,751	0,000	1,751	0,773	2,265	0%	-100%
	TOTAL		-3,733	0,055	3,787	4,453	0,850	1%	-99%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-23,991	0,646	24,636	21,256	1,159	3%	-97%

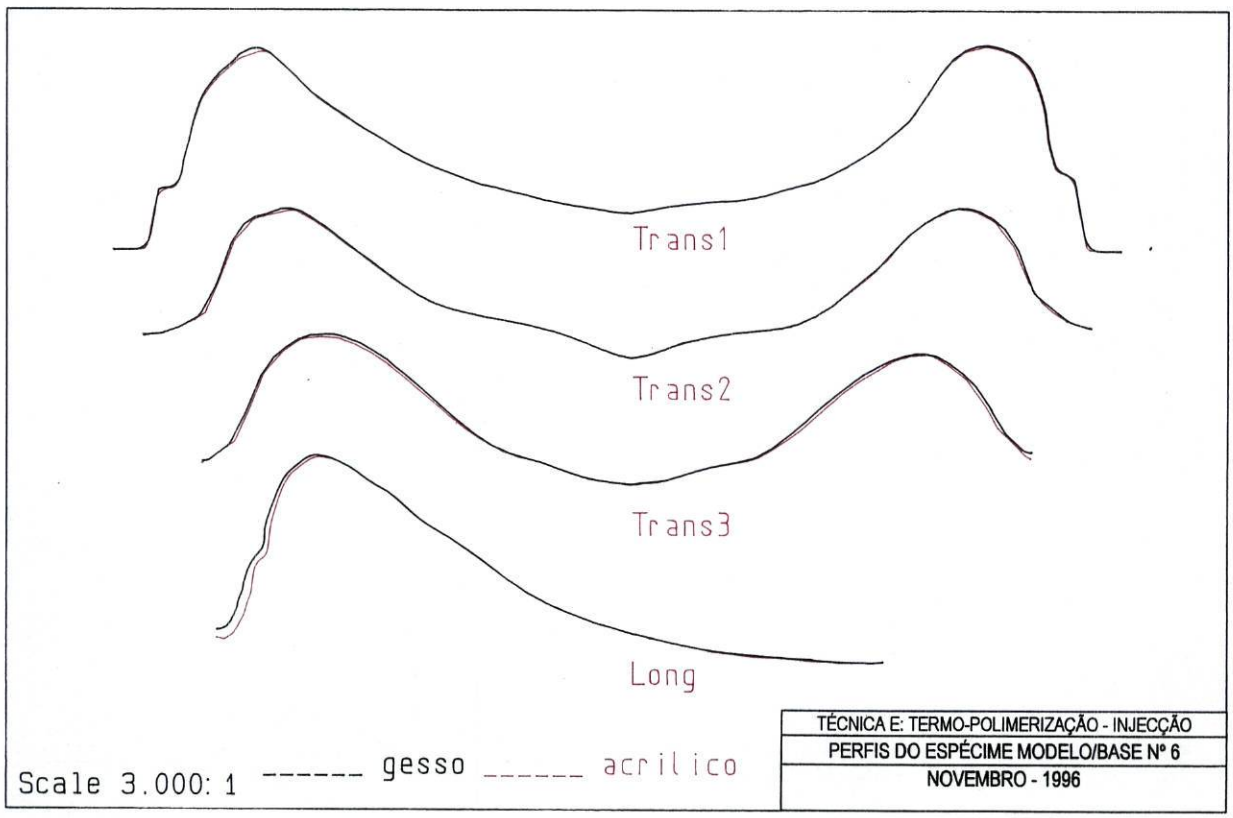


Fig. 46 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 6 da técnica E.

TABELA XLVII - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
7	TRANSV 1	1	-0,426	0,041	0,467	0,859	0,544	9%	-91%
		2	-0,275	0,000	0,275	0,884	0,311	0%	-100%
		3	-0,282	0,110	0,392	3,341	0,117	28%	-72%
		4	-0,484	0,027	0,511	1,239	0,412	5%	-95%
		5	-0,544	0,005	0,550	0,998	0,551	1%	-99%
	TOTAL		-2,011	0,183	2,194	7,321	0,300	8%	-92%
	TRANSV 2	1	-0,898	0,000	0,898	0,939	0,957	0%	-100%
		2	-0,529	0,002	0,531	0,729	0,728	0%	-100%
		3	-1,158	0,003	1,162	3,421	0,340	0%	-100%
		4	-0,475	0,000	0,475	0,898	0,528	0%	-100%
		5	-0,881	0,060	0,941	0,944	0,997	6%	-94%
	TOTAL		-3,941	0,066	4,007	6,931	0,578	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,091	0,000	1,091	0,980	1,113	0%	-100%
		2	-1,359	0,000	1,359	0,818	1,663	0%	-100%
		3	-1,653	0,020	1,673	2,867	0,584	1%	-99%
		4	-1,258	0,000	1,258	0,937	1,342	0%	-100%
		5	-1,046	0,000	1,046	0,724	1,444	0%	-100%
	TOTAL		-6,407	0,020	6,427	6,326	1,016	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,583	0,000	0,583	0,703	0,830	0%	-100%
		2	-0,013	1,058	1,071	2,235	0,479	99%	-1%
		3	-0,043	0,484	0,528	0,762	0,693	92%	-8%
		4	-1,976	0,000	1,976	0,751	2,632	0%	-100%
	TOTAL		-2,616	1,543	4,159	4,451	0,934	37%	-63%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-13,964	1,429	15,393	25,029	0,615	9%	-91%

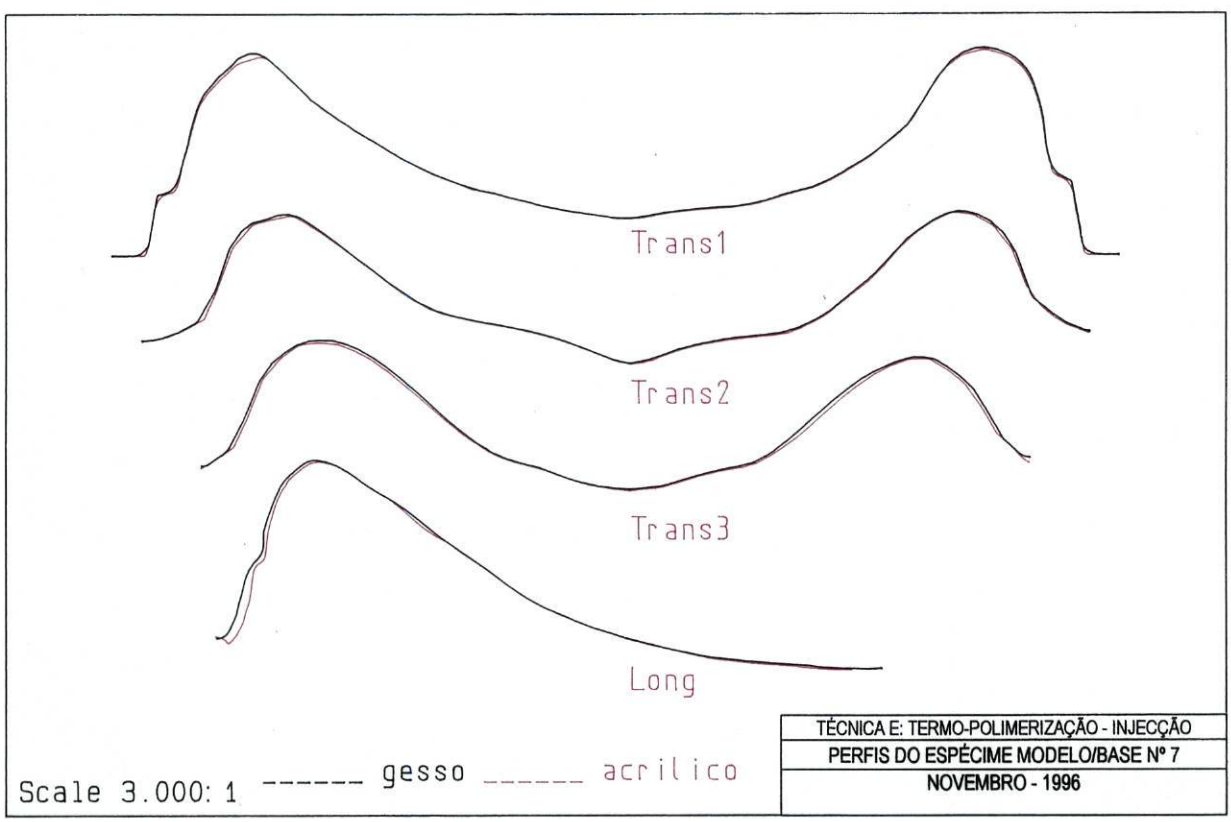


Fig. 47 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 7 da técnica E.

TABELA XLVIII - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	AREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
8	TRANSV 1	1	-0,802	0,000	0,802	0,866	0,926	0%	-100%
		2	0,000	0,169	0,169	0,877	0,193	100%	0%
		3	-0,002	0,917	0,920	3,338	0,275	100%	0%
		4	-0,467	0,041	0,508	1,232	0,412	8%	-92%
		5	-0,333	0,033	0,366	0,987	0,371	9%	-91%
	TOTAL		-1,604	1,161	2,765	7,300	0,379	42%	-58%
	TRANSV 2	1	-1,505	0,000	1,505	0,928	1,622	0%	-100%
		2	-0,280	0,000	0,280	0,724	0,387	0%	-100%
		3	-0,227	0,353	0,580	3,420	0,170	61%	-39%
		4	-0,476	0,001	0,477	0,891	0,535	0%	-100%
		5	-0,708	0,080	0,788	0,943	0,836	10%	-90%
	TOTAL		-3,196	0,434	3,630	6,906	0,526	12%	-88%
	TRANSV 3	1	-1,496	0,000	1,496	0,976	1,533	0%	-100%
		2	-1,258	0,000	1,258	0,812	1,549	0%	-100%
		3	-1,313	0,053	1,366	2,870	0,476	4%	-96%
		4	-1,315	0,000	1,315	0,930	1,414	0%	-100%
		5	-1,015	0,000	1,015	0,725	1,399	0%	-100%
	TOTAL		-6,398	0,053	6,451	6,313	1,022	1%	-99%
	LONGITUD	1	-0,259	0,001	0,260	0,703	0,370	0%	-100%
		2	0,000	1,221	1,221	2,235	0,546	100%	0%
		3	-0,063	0,438	0,501	0,756	0,663	87%	-13%
		4	-2,078	0,000	2,078	0,767	2,709	0%	-100%
	TOTAL		-2,400	1,660	4,060	4,461	0,910	41%	-59%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-13,598	3,308	16,906	24,980	0,677	20%	-80%

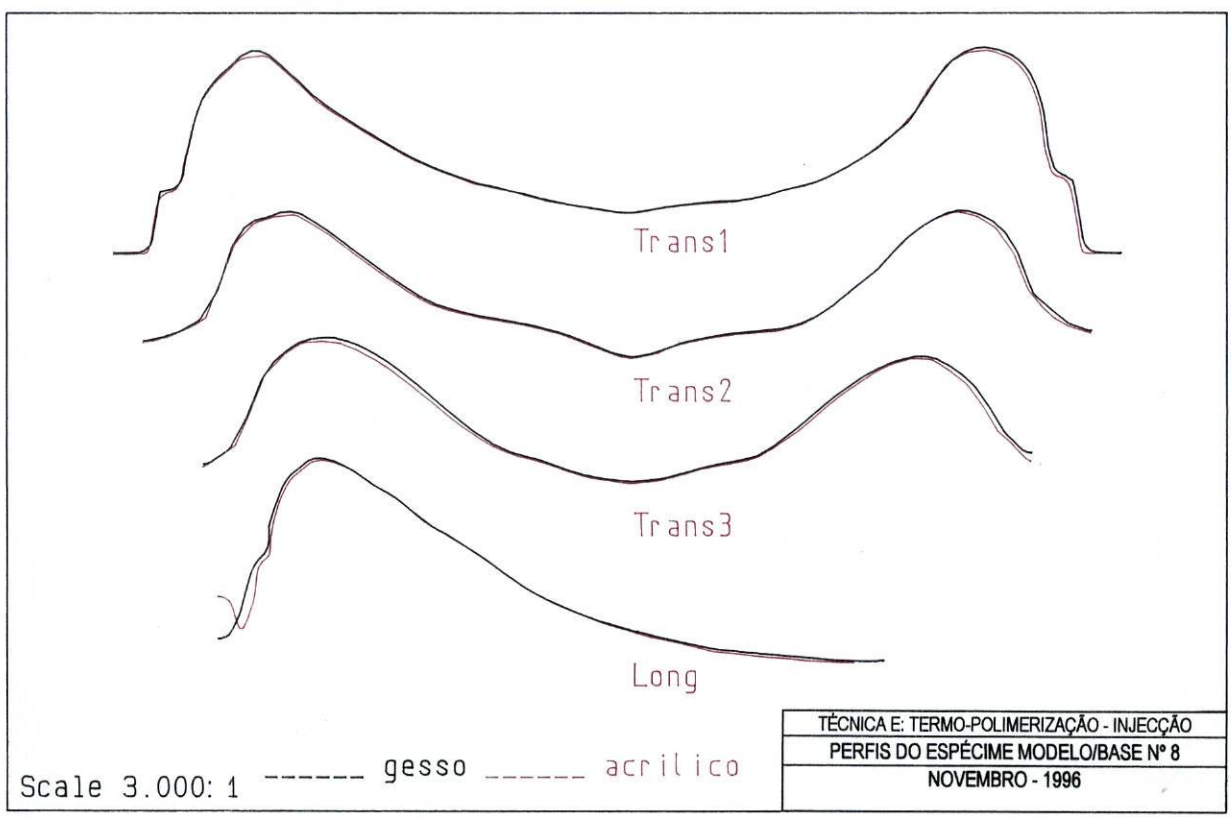


Fig. 48 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 8 da técnica E.

TABELA XLIX - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
9	TRANSV 1	1	-0,950	0,000	0,950	0,864	1,099	0%	-100%
		2	-0,252	0,001	0,253	0,878	0,288	1%	-99%
		3	-0,189	0,144	0,333	3,340	0,100	43%	-57%
		4	-0,567	0,006	0,573	1,231	0,465	1%	-99%
		5	-0,433	0,008	0,441	0,982	0,449	2%	-98%
	TOTAL		-2,390	0,160	2,550	7,296	0,350	6%	-94%
	TRANSV 2	1	-1,507	0,000	1,507	0,931	1,617	0%	-100%
		2	-0,519	0,000	0,519	0,723	0,717	0%	-100%
		3	-0,763	0,043	0,806	3,422	0,235	5%	-95%
		4	-0,602	0,000	0,602	0,891	0,675	0%	-100%
		5	-0,751	0,063	0,814	0,942	0,865	8%	-92%
	TOTAL		-4,141	0,106	4,247	6,909	0,615	2%	-98%
	TRANSV 3	1	-1,680	0,000	1,680	0,974	1,724	0%	-100%
		2	-1,442	0,000	1,442	0,814	1,771	0%	-100%
		3	-1,913	0,002	1,915	2,869	0,668	0%	-100%
		4	-1,541	0,000	1,541	0,932	1,654	0%	-100%
		5	-1,059	0,000	1,059	0,716	1,480	0%	-100%
	TOTAL		-7,636	0,002	7,639	6,305	1,212	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,436	0,000	0,436	0,703	0,619	0%	-100%
		2	-0,053	0,582	0,635	2,234	0,284	92%	-8%
		3	-0,116	0,275	0,391	0,757	0,516	70%	-30%
		4	-2,338	0,000	2,338	0,750	3,116	0%	-100%
	TOTAL		-2,943	0,857	3,800	4,445	0,855	23%	-77%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-17,111	1,125	18,236	24,955	0,731	6%	-94%

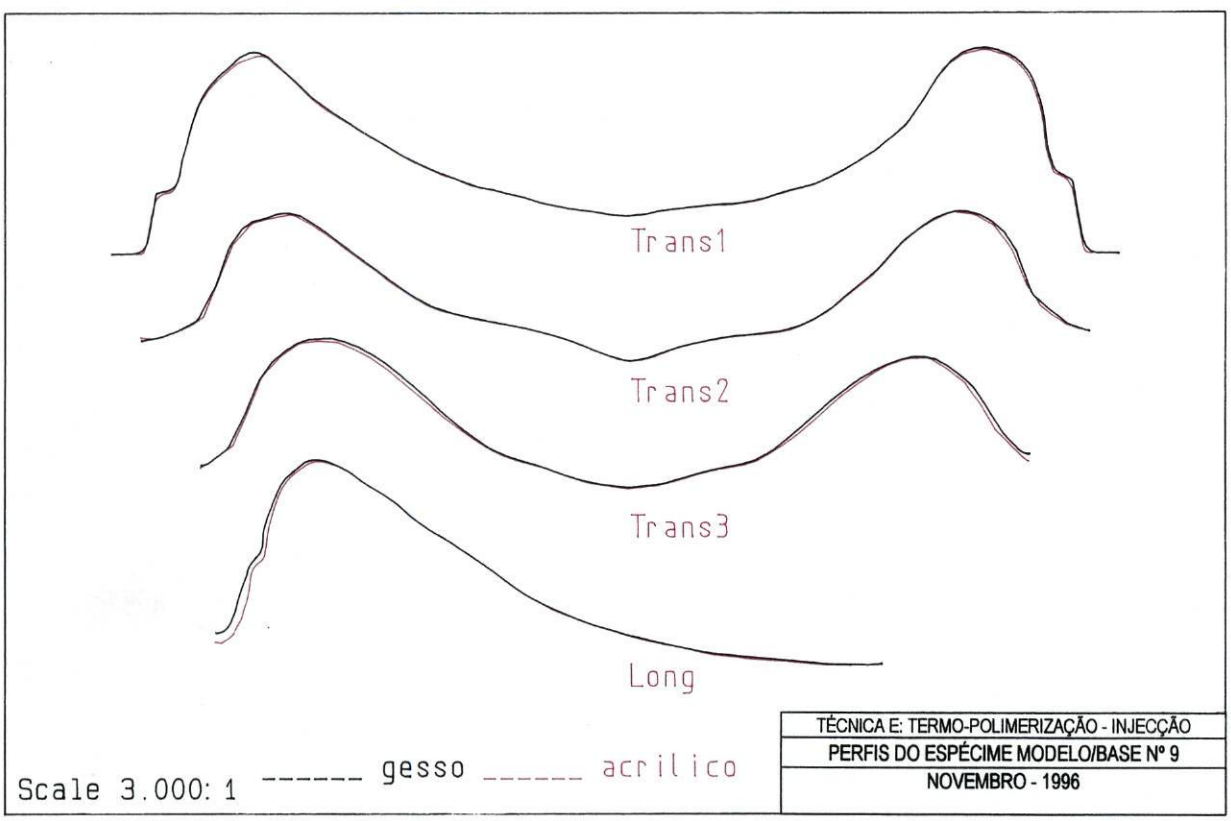


Fig. 49 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 9 da técnica E.

TABELA L - TÉCNICA E: TERMOPOLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA . CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO SOB PRESSÃO

ELEMENTO AMOSTRAL	PERFIL	SEGMENTO	DEFORM (-) mm2	DEFORM (+) mm2	SOMA (ABS) mm2	COMPRIM cm	ÁREA DEF/COMP mm2/cm	EXPANSÃO/CONTRACÇÃO PERCENTAGEM	
10	TRANSV 1	1	-0,886	0,000	0,886	0,853	1,038	0%	-100%
		2	-0,488	0,000	0,488	0,875	0,558	0%	-100%
		3	-0,942	0,019	0,960	3,341	0,287	2%	-98%
		4	-0,655	0,007	0,662	1,229	0,539	1%	-99%
		5	-0,627	0,000	0,627	0,975	0,643	0%	-100%
	TOTAL		-3,598	0,025	3,623	7,274	0,498	1%	-99%
	TRANSV 2	1	-1,474	0,000	1,474	0,926	1,592	0%	-100%
		2	-0,688	0,000	0,688	0,721	0,954	0%	-100%
		3	-1,495	0,000	1,496	3,421	0,437	0%	-100%
		4	-0,704	0,000	0,704	0,890	0,791	0%	-100%
		5	-0,978	0,033	1,011	0,938	1,078	3%	-97%
	TOTAL		-5,340	0,033	5,373	6,896	0,779	1%	-99%
	TRANSV 3	1	-1,637	0,000	1,637	0,971	1,686	0%	-100%
		2	-1,661	0,000	1,661	0,812	2,045	0%	-100%
		3	-2,419	0,000	2,419	2,870	0,843	0%	-100%
		4	-1,516	0,000	1,516	0,931	1,628	0%	-100%
		5	-1,271	0,000	1,271	0,710	1,790	0%	-100%
	TOTAL		-8,504	0,000	8,504	6,295	1,351	0%	-100%
	LONGITUD	1	-0,630	0,000	0,630	0,703	0,895	0%	-100%
		2	-0,203	0,305	0,508	2,235	0,228	60%	-40%
		3	-0,131	0,189	0,321	0,756	0,424	59%	-41%
		4	-2,064	0,000	2,064	0,747	2,762	0%	-100%
	TOTAL		-3,028	0,495	3,523	4,442	0,793	14%	-86%
TOTAL DO ELEMENTO AMOSTRAL			-20,470	0,553	21,024	24,907	0,844	3%	-97%

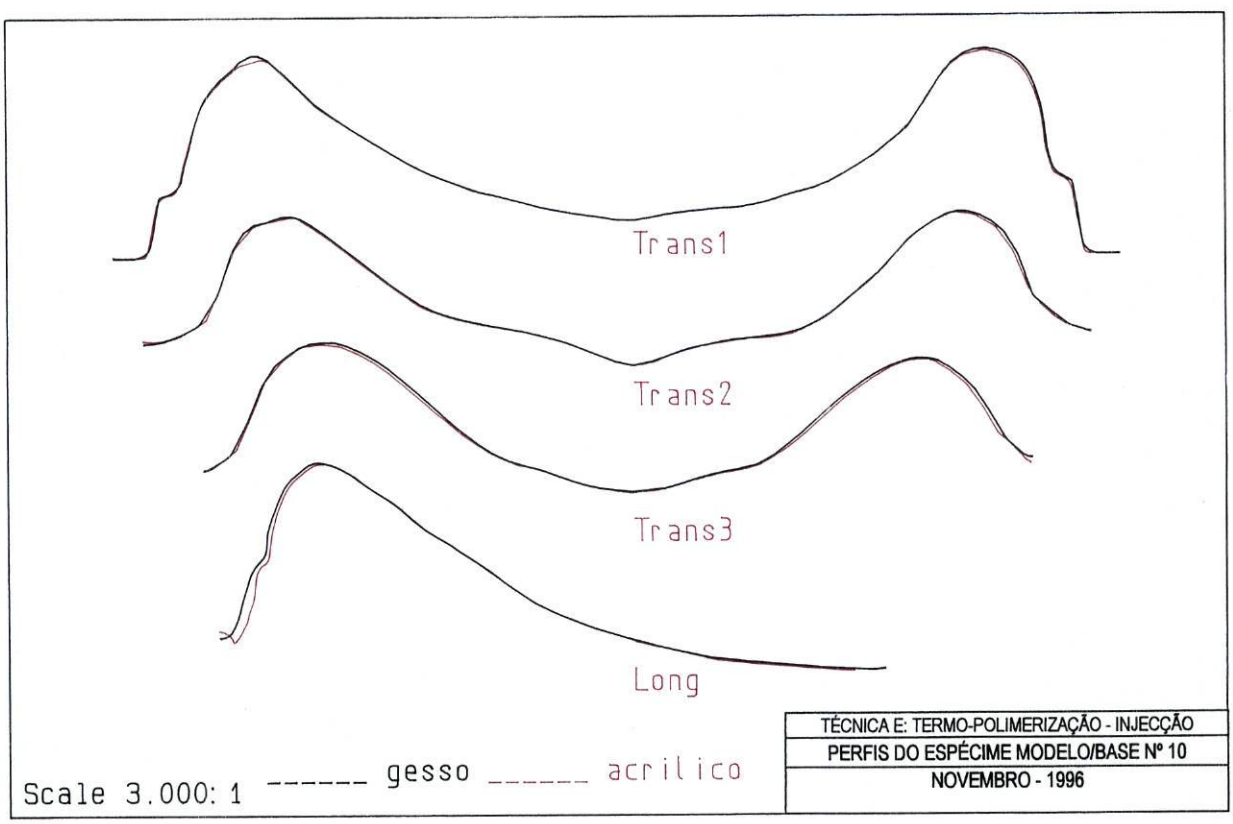


Fig. 50 - Representação gráfica dos 4 perfis do espécime modelo/base nº 10 da técnica E.

VII – RESUMOS

VII.1 – RESUMO

A *adaptação,* definida como o grau de ajustamento entre a base da prótese e os tecidos de sustentação, influencia, de modo muito importante, a retenção, a estabilidade e o suporte das dentaduras. Todavia, a prática clínica revela que uma adaptação "perfeita" é difícil de conseguir, em consequência dos pequenos erros que se vão acumulando desde as impressões preliminares até ao acabamento das dentaduras.

Dada a dificuldade da avaliação directa *in vivo*, a maior parte da investigação sobre este tema é feita em modelos laboratoriais, podendo ser diversa nos espécimes e/ou nos processos de medição utilizados.

A polimerização, devido às alterações dimensionais que induz nas bases, é um dos factores que mais contribui para a (des)*adaptação*. O seu estudo foi o propósito fundamental desta tese.

No nosso trabalho estudamos cinco técnicas de polimerização. Os modelos de gesso utilizados reproduziam um maxilar desdentado. Em 50 espécimes modelo/placa-base (10 por técnica) foram avaliadas as alterações dimensionais induzidas nas bases acrílicas, relativamente aos modelos de gesso em que foram polimerizadas.

O sistema de medição seleccionado (Máquina de Medir por Coordenadas Computadorizada, ligada a outro computador com "software" apropriado ao tratamento dos dados) permitiu uma avaliação tridimensional mais próxima da realidade, e uma leitura quantitativa e qualitativa da deformação.

Depois da análise estatística (ANOVA), os resultados foram comparados com os de outros estudos sobre o assunto. Salientamos as principais conclusões:

1 — As cinco técnicas de polimerização induzem nas placas-base alterações dimensionais diferentes, quer em termos quantitativos, quer qualitativos;

2 — As alterações dimensionais não são uniformes em toda a superfície da base, podendo ocorrer em qualquer direcção e sentido nos três planos do espaço;

3 — Tendo em conta os parâmetros de avaliação utilizados, os melhores resultados foram obtidos pela técnica de termo-polimerização com injecção da resina sob pressão. Os valores intermédios foram verificados nas técnicas de polimerização com micro-ondas, de polimerização química (autopolimerização) e de termo-polimerização com conformação da resina por compressão (ciclo longo). A técnica de termo-polimerização com conformação da resina por compressão (ciclo curto), revelou os piores resultados;

4 — Nenhuma das técnicas permite a construção de uma base de dentadura que se adapte com total exactidão ao modelo de gesso em que foi processada. Contudo os valores médios da deformação são baixos relativamente ao que se considera ser a tolerância da mucosa.

VII.2 – RESUMEN

La adaptación, definida como el grado de ajuste entre la base de la prótesis y las estructuras de apoyo, influye de modo muy importante, sobre la retención, la estabilidad y el soporte de las dentaduras. No obstante, la práctica clínica revela que una adaptación "perfecta" es difícil conseguirla, como consecuencia de los pequeños errores que se van acumulando desde las impresiones preliminares hasta el acabado de las dentaduras.

Dada la dificultad de su evaluación directa in vivo la mayor parte de la investigación sobre este tema se hace en modelos de laboratorio, pudiendo ser diversa en los espécimes y/o en los procesos de medición utilizados.

La polimerización, debido a las alteraciones dimensionales que induce en las bases, es uno de los factores que más contribuye a la (des)*adaptación*. Su estudio ha sido el propósito fundamental de esta tesis.

En nuestro trabajo estudiamos cinco técnicas de polimerización. Los modelos de yeso utilizado reproducían un maxilar desdentado. En 50 ejemplares modelo/placa-base (10 espécimes por técnica) se evaluaron las alteraciones dimensionales inducidas en las bases acrílicas relativamente a los modelos de yeso en que fueron polimerizadas. El sistema de medición seleccionado (Máquina de Medir por Coordenadas Computarizada, conectada a otro ordenador con "software" apropiado para el tratamiento de los datos) permitió una evaluación tridimensional más próxima de la realidad, y una lectura cuantitativa y cualitativa de la deformación.

Después del análisis estadístico (ANOVA), se compararon los resultados con los de otros estudios sobre el asunto. Destacando las principales conclusiones:

1 — Las cinco técnicas de polimerización inducen en las placas-base alteraciones dimensionales diferentes, tanto en términos cuantitativos como cualitativos;

2 — Las alteraciones dimensionales no son uniformes en toda la superficie de la base, pudiendo ocurrir en cualquier dirección y sentido en los tres planos del espacio;

3 —- Teniendo en cuenta los parámetros de evaluación utilizados, los mejores resultados se obtuvieron con la técnica de termo-polimerización con inyección de la resina a presión. Los valores intermedios se verificaron en las técnicas de polimerización con micro-ondas, de polimerización química (autopolimerización) y de termo-polimerización con conformación de la resina por compresión (ciclo largo). La técnica de termopolimerización con conformación de la resina por compresión (ciclo corto), reveló los peores resultados;

4 — Ninguna de las técnicas permite la construcción de una base de dentadura que se adapte con total exactitud al modelo de yeso en que fue procesada. No obstante los valores medios de la deformación son bajos en relación a lo que se considera ser la tolerancia de la mucosa.

VII.3 – SUMMARY

Adaptation, defined as the degree of fit between the base of the prosthesis and tissue bearing area, strongly influences the retention, stability and support of dentures. However, it is hard to achieve an accurate adaptation in clinical practice because of the accumulation of tiny faults, occurring from preliminary impressions to completion of the dentures.

Since direct in vivo evaluation is difficult, most work in this area is carried out using laboratory models. A variety of specimens and/or measuring processes can thus be employed.

Due to dimensional changes it causes in denture bases, polymerisation is one of the most important factors in (dis)*adaptation*. This dissertation examines this question.

Five polymerisation techniques were studied during the course of this work. Stone casts of an adentulous maxilla were used. The dimensional changes induced in the acrylic bases of 50 samples of base/cast (10 per technique) were studied in relation to the stone casts on which they had been polymerised.

The measuring system adopted (Computer Coordinated Measuring Machine "on line" to another computer with appropriate data processing software) has permitted a three-dimensional assessment that closely approximated reality, as well as provided a qualitative and quantitative reading of the deformation that occurred.

Following statistical analysis (ANOVA), the results were compared with those from other studies on the subject. The main conclusions are summarised as follows:

1 — The five polymerisation techniques induce different dimensional changes in the base-plates, in both qualitative and quantitative terms;

2 — Dimensional changes are not uniform throughout the surface of the base and may take any course in any direction on the three spatial planes;

3 — Bearing in mind the evaluation parameters used, the best results were obtained with the thermo-polymerisation technique, with pressure injected resin. Intermediate values were ascertained by means of micro-wave and chemical (auto) polymerisation as well as thermo-polymerisation with pack and press system - long cycle. The thermo-polymerisation technique, with pack and press system - short cycle gave worse results;

4 - None of the techniques permits a denture base to be constructed that adapts with total accuracy to the stone cast on which it was processed. Mean values of deformation are, however, low in relation to what may be regarded as the tolerance of the average oral mucosa.

VIII – BIBLIOGRAFIA

1. Berg E. Acceptance of full dentures. *Int Dent J* 1993; 43: 299 - 306.
2. Diehl RL, Foerster U, Sposetti VJ, Dolan, TA. Factors associated with successful denture therapy. *J Prosthodont* 1966; 5: 84 - 90 (abstract).
3. McGivney GP. Comparison of the adaptation of different mandibular denture bases. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 126 - 133.
4. Saizar P. Relaciones com los órganos bucales e parabucales - tolerabilidade. In: Saizar P, ed. *Prostodoncia Total.* Buenos Aires: Editorial Mundi [1970]: 104 -106.
5. Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and support. Part I: Retention. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 5 - 15.
6. Academy Of Prosthodontics. Glossary of Prosthodontic Terms 6th ed (GPT - 6). *J Prosthet Dent* 1994; 71: 41 - 112.
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. 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.
10. Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and support. Part II: Stability. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 165 - 172.
11. 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.
12. Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and support. Part III: Support. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 306 - 313.
13. Saizar P. Cualidades funcionales de las prótesis. In: Saizar P, ed. *Prostodoncia Total.* Buenos Aires: Editorial Mundi [1970]: 96 - 103.
14. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - a review. Part 1. *Aust Dent J* 1993; 38(3): 216 - 219
15. Hoffmann-Axthelm W. Plate Prostheses and their Materials. In: Hoffmann - Axthelm W, ed. *History of Dentistry.* Chicago: Quintessence 1981: 253 - 271.

16. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - a review. Part 3. *Aust Dent J* 1993; 38(5): 389 - 393.
17. Roydhouse RH. The retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1960; 60: 159 - 63.
18. Barbanel JC. Physical retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 592 - 600.
19. Kilani BHZ, Retief DH, Guldag MV, Castleberry DJ, Fischer TE. Wettability of selected denture base materials. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 288 - 291.
20. 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.
21. Richardson J.: A pratical treatise on mechanical dentistry. 4th ed.. Philadelphia: Blakiston 1886: 444 -447.
22. Van Noort R. Principles of Adhesion. In: Van Noort R, ed. *Introdution to Dental Materials*. London: Times Mirror 1994: 61 - 68.
23. Craig RG, Berry GC, Peyton FA. Physical factors related to denture retention. *J Prosthet Dent* 1960; 10: 459 - 467.
24. Winkler S, Ortman HR, Ryczek, MT. Improving the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1975; 34: 11 - 15
25. Sharry JJ. Retención de la dentadura. In: Sharry JJ, ed. *Prostodoncia Dental Completa*. Barcelona: Ediciones Toray 1977: 194.
26. Bláhová Z, Neuman M. Physical factors in retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1971; 25: 230 - 235.
27. Phillips RW. Rheology. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: Saunders 1991: 45 - 47
28. Lamb DJ. Denture retention. In: Lamb DJ, ed. *Problems and Solutions in Complete Denture Prosthodontics*. London: Quintessence 1993: 52 - 55.
29. Balouet JC. Geofísica. In: *Enciclopédia Visual e Temática*. Selecções do Reader´s Digest. Larousse 1993: 32.
30. Lawson WA. Retention of Full Dentures. *Dent Practit* 1965; 15(6): 199 - 205.
31. Brill N. Factors in the mechanism of full denture retention - a discussion of selected papers. *Dent Practit* 1967; 18 (1): 9 - 19.
32. Stanitz. JD. An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. *J Am Dent Assoc* 1948; 37: 168 - 172.
33. Cox A M. A consideration of the fundamental physical principles involved in the retention of artificial dentures. *Br Dent J* 1926; 47: 1059 - 1070.
34. Stefan, J. Versuche uber die scheinbare adhasion. Sitzungsberichte der kaiserlichin Akademie Wissenschafter Mass Naturwisseclasse 1874; 69: 713.

35. Stamoulis S. Physical factors affecting the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1962; 12: 857 - 864.

36. Tyson KW. Physical factors in retention of complete upper dentures. *J Prosthet Dent* 1967; 18: 90 - 97.

37. Campbell RL. Some clinical observations regarding the role of the fluid film in the retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1954; 48: 58 - 63.

38. Snyder. FC, Kimball HD, Bunch WB, Beaton JH. Effect of reduced atmospheric pressure upon retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1945; 32: 445 - 450.

39. Skinner EW, Chung P. The effect of surface contact in the retention of a denture. *J Prosthet Dent* 1951; 1 (3): 229 - 235.

40. Kawazoe Y, Hamada T. The role of saliva in retention of maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 131 - 136.

41. Skinner EW, Campbell RL, Chung P. A clinical study of the forces required to dislodge maxillary denture bases of various designs. *J Am Dent Assoc.* 1953; 47: 671 - 680.

42. Swartz WH. Retention forces with different denture base materials. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 458 -463.

43. O'Brein W J. Base Retention. *Dent Clin North Am* 1980; 24: 123 - 130.

44. Niedermeier WHW, Kramer R. Salivary secretion and denture retention *J Prosthet Dent* 1992; 67: 211 - 216.

45. Levin B. Choosing the correct impression material. In: Levin B, ed. *Impressions for Complete Dentures*, Chicago: Quintessence 1984: 30 - 31

46. Hoffman-Axthelm W. Awakening of the Natural Sciences - The 17th Century. In: Hoffman-Axthelm W, ed. *History of Dentistry*. Chicago: Quintessence 1981: 171 - 191.

47. --- The 18th Century - Dentistry becomes independent. France. In: Hoffman-Axthelm W, ed. *History of Dentistry*. Chicago: Quintessence 1981: 196 - 216.

48. --- The 18th Century - Dentistry becomes independent. Germany. In: Hoffman-Axthelm W, ed. *History of Dentistry*. Chicago: Quintessence 1981: 222 - 240.

49. --- Dental Technique and New Materials In: Hoffman-Axthelm W; ed. *History of Dentistry*, Chicago: Quintessence 1981: 282 - 284

50. Causton BE. Denture Base Polymers and Liners. In: O'Brein WJ, ed. *Dental Materials: Properties and Selection*. Chicago: Quintessence 1989: 157 - 173.

51. Martinier P. Moyens de retention. In: Martinier P, ed. *Clinique de Prothèse*. Paris: Libraire J - B et Fils 1898: 124 - 127

52. Van Noort R. A Historical Perspective. In: Van Noort R, ed. *Introdution to Dental Materials*. London: Times Mirror 1994: 5 - 10

53. Academy of Denture Prosthetics. Final report of the worhshop on clinical requirements of ideal denture base material. *J Prosthet Dent* 1968; 20: 101 - 105

54. Van Noort R. Denture Base Resins. In: Van Noort R, ed. *Introdution to Dental Materials*. London: Times Mirror 1994: 183 - 191.
55. Martinier P. Bases ou Montures.:In: Martinier P, ed. *Clinique de Prothèse.* Paris: Libraire J - B et Fils 1898: 94 - 111.
56. Barsoum WM, Eder J, Asgar K. Evaluating the accuracy of fit of aluminun-cast denture bases and acrylic resin bases with a surface meter. *J Am Dent Assoc* 1968; 76: 82 - 88.
57. Saizar P. Bases de Resina Acrílica. In: Saizar P, ed. *Prostodoncia Total.* Buenos Aires: Editorial Mundi [1970]: 384 - 387.
58. Rahn AO, Heartwell CM. Laboratory Procedures. In: Rahn AO, Heartwell CM, eds. *Textbook of Complete Dentures* 5th ed. Philadelphia: Lea & Febiger 1993: 373 - 381.
59. Fischer H. Aspiraciones técnicas - realidades clínicas. In: Drucke W, Klemt B, eds. *Bases de la Protesis Dental Total.* Barcelona: Doyma 1991: 255 - 281
60. Sharry JJ. Selección del material de la base de la dentadura. In: Sharry JJ, ed. *Prostodoncia Dental Completa.* Barcelona: Toray 1977: 272 - 274.
61. Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE. Materials used for denture bases. In: Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE, eds. *Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients.* 10th ed. St. Louis: Mosby 1990: 471 - 477.
62. Brudvik, JS. Metal Bases. In: Morrow RM, Rudd KD, Rhoads JH; eds. *Dental Laboratory Procedures. Volume One. Complete Dentures.* St. Louis: Mosby 1986: 460 - 478.
63. Pouzada AS, Bernardo CA. História breve da ciência dos polímeros. In: Pouzada AS, Bernardo CA, eds. *Introdução à Engenharia dos Polímeros.* Braga: Universidade do Minho 1983: 1 - 3
64. Anderson JN. Previous Denture Base Materials. In: Anderson JN, ed. *Applied Dental Materials* 5th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1976: 246 - 247
65. Johnson, WW. The History of Prosthetic Dentistry. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 841 - 846.
66. Winkler S. Denture Base Resins. *Dent Clin North Am* 1984; 28: 287 - 297.
67. Sweeney WT, Pffenbarger GC, Beall JR. Acrylic Resins for Dentures. *J Am Dent. Assoc* 1942; 29: 7 - 33
68. Winkler S. Denture base resins. *Dent Clin North Am* 1984; 28: 287 - 297.
69. Gonzalez M. Antecedentes históricos. In: Gonzalez M, ed. *Estudio de las Variaciones Dimensionales (Subsidiarias a la Polimerizacion) Acontecidas en los Acrílicos Utilizados como Bases Protéticas* [Tesis]. Oviedo: Universidad de Oviedo,1987: 25 - 43.
70. Woelfel JB. Processing Complete Dentures. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 329 -338.
71. Woelfel JB, Paffenberger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J Am Dent Assoc* 1960; 61: 413 - 430.

72. Brauer GM. Dental applications of polymers: a review. *J Am Dent Assoc* 1966; 72: 1151 - 1158.

73. Phillips RW. Chemistry of the synthetic resins. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials.* Philadelphia: Saunders 1991: 157 - 176.

74. Gonzalez M. Polímeros usados como bases protéticas. In: Gonzalez M ed. *Estudio de las Variaciones Dimensionales (Subsidiarias a la Polimerizacion) Acontecidas en los Acrílicos Utilizados como Bases Protéticas* [Tesis]. Oviedo: Universidad de Oviedo,1987:168 -192.

75. Anthony DH, Peyton MS. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J Prosthet Dent* 1962; 12: 67 - 81.

76. Rosen S. Polymer fundamentals - chemistry of synthesis. In: Rosen S, ed. *Fundamental Principles of Polymeric Materials.* New York: Wiley - Interscience Publication 1982: 1-14

77. Matthews E, Smith DC. Nylon as a denture base material. *Br Dent J* 1955; 98: 231

78. MacGregor AR, Graham J. Recent experiences with denture polymers. *J Dent* 1984; 12: 146 - 157

79. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *J Dent* 1986; 14: 18 - 22.

80. Stafford GD, Smith DC. Some studies of the properties of denture base polymers. *Br Dent J* 1968; 15: 337 - 342.

81. McCabe JF. Denture base polymers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 87 - 96.

82. Skinner EW, Cooper EN. Physical properties of denture resins: Part I. curing shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 1943; 30: 1845 - 1852.

83. Anderson JN. Polymers. In: Anderson JN, ed. *Applied Dental Materials* 5th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1976: 12 - 14.

84. Roydhouse HR. Introduction to Polymers. In: O'Brein WJ, ed. *Dental Materials: Properties and Selection* Chicago: Quintessence 1989: 127 - 137.

85. Craig RG. Polymers and polymerization. In: Craig RG, ed. *Restorative Dental Materials* 8th ed. St. Louis: Mosby 1989: 139 - 148.

86. Van Noort R. The struture of polymers. In: Van Noort R, ed. *Introdution to Dental Materials.* London: Times Mirror 1994: 32 - 40

87. Gonzalez M. Caracteristicas generales dos polímeros. In: Gonzalez M, ed. *Estudio de las Variaciones Dimensionales (Subsidiarias a la Polimerizacion) Acontecidas en los Acrílicos Utilizados como Bases Protéticas* [Tesis]. Oviedo: Universidad de Oviedo 1987: 45 - 59

88. McCabe JF. Synthetic polymers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 78 - 86.

89. Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. *J Am Dent Assoc* 1941; 28: 373 - 387.

90. Castro AG: Química macromolecular. In: Castro AG, ed. *Curso de Química Geral.* Vila Real: Universidade de Trás os Montes e Alto Douro 1988: 548 - 562.

91. Van Noort R. Elastomeric impression materials. In: Van Noort R. ed. *Introdution to Dental Materials.* London:Times Mirror 1994: 165 - 168.

92. McCabe JF. Elastic impression materials: synthetic elastomers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 122 - 129.

93. Wallace PW, Grase GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 403 - 408.

94. McCabe JF. Polymers and polymerization. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 139 - 148.

95. Pouzada AS, Bernardo CA. Distribuição de pesos moleculares. In: Pouzada AS, Bernardo CA, eds. *Introdução à Engenharia dos Polímeros.* Braga: Universidade do Minho 1983: 19 - 22.

96. Al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 1988; 4: 25 - 32.

97. American Dental Association. Specification nº 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc* 1975; 90: 451 - 458.

98. Academy of Denture Prosthetics. Final report of the workshop on clinical requirements of ideal denture base materials. *J Prosthet Dent* 1968; 20: 101 - 105.

99. Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991; 22: 181 - 186.

100. Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracyof rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 879 - 881.

101. 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.

102. Phillips RW. Denture base resins: Technical considerations. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials.*Philadelphia: Saunders 1991: 177 - 203.

103. Rudd KD, Morrow RM, Feldmann EE, Espinoza AV, Gorney C. Waxing and processing. In: Morrow RM, Rudd KD, Rhoads JH, eds. *Dental Laboratory Procedures. Volume One - Complete Dentures.* St. Louis: Mosby Company 1986: 276 - 311.

104. Pryor WJ. Injection molding of plastics for dentures. *J Am Dent Assoc* 1942; 29: 1400 - 1408.

105. Trage R. Experience gained with the SR-Ivocap system. *Quintessence Int* 1980; Report 1831: 23 - 28

106. Fairchild JM, Kelly EK. Centrifugal casting process for resin-base dentures. *J Prosthet Dent* 1969; 21: 607 - 612.

107. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 634 - 640.

108. Peyton FA. Packing and processing denture base resins. *J Am Dent Assoc* 1950; 40: 528.

109. Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 555-562.

110. Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis A, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resin: a comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57:639 - 647.

111. De Clerck JP. Micowave polymerizationof acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 650 - 658.

112. Burns DR, Kazanoglu A, Moon PC, Gunsolley JC. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 489 - 493.

113. Phillips RW. Strenght of gypsum products. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials*.Philadelphia: Saunders 1991: 83 - 85.

114. 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.

115. Kimura, H, Teraoka, F, Saito T. Applications of microwave to dental technique (part 2). *J Osaka Univ Dent Sch* 1984; 24: 21 - 29.

116. Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resin cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987; 18: 453 - 456.

117. Polyzois GL, Dahl JE. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1993; 2: 41 - 44.

118. Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental University* 1968; 2: 23 - 40

119. Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int* 1985; 16: 547 - 551.

120. Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 381 - 383.

121. Bafile M, Grase GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 269 - 274.

122. Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ. Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int J Prodtodont* 1990; 3: 249 - 255.

123. Skinner EW, Jones PM. Dimensional stability of self-curing denture base resin. *J Am Dent Assoc* 1955; 51: 426 - 431.

124. Trudso H, Budtz-Jorgensen E, Bertram U. A four-year follow-up study on processed pour acrylic resins. *Int J Prodtodont* 1992; 5: 367 - 372.

125. Hedent - Inkovac System®: Prospecto comercial.

126. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 497 - 506.

127. El Systema Triad® De Trey - Dentsply: Prospecto comercial.

128. Craig RG. Prosthetic application of Polymers. In: Craig RG, ed. *Restorative Dental Materials* 8th ed. St. Louis: Mosby 1989: 509 - 559.

129. DaBreo EL, Herman P. A new method of measuring dimensional change. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 718 - 722.

130. Tan HK, Brudvik JS, Nocholls JI, Smith DE. Adaptation of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 326 - 331.

131. Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 598 - 601.

132. Woelfel JB, Paffenberger GC, Sweeney WT. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. *J Am Dent. Assoc* 1962; 65: 495- 505.

133. Mowery WE, Burns CL, Dickson G, Sweeney WT. Dimensional stability of denture base resins. *J. Am Dent. Assoc* 1958; 57: 345 - 353.

134. Polyzois GL. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int* 1990; 21 185 - 190.

135. Hargreaves AS. Equilibrium water uptake and denture base resin behaviour. *J Dent* 1978; 6: 342 - 352.

136. Gonzalez M. Propriedades mecânicas de los acrílicos usados como bases. In: Gonzalez M, ed. *Estudio de las Variaciones Dimensionales (Subsidiarias a la Polimerizacion) Acontecidas en los Acrílicos Utilizados como Bases Protéticas.*[Tesis]. Oviedo: Universidad de Oviedo.1987: 302 - 325.

137. McCabe JF. Properties used to characterize materials. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials* 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 4 - 27.

138. 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.

139. Woelfel JB, Paffenberger GC. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc* 1959; 59: 250 - 260.

140. Jackson AD, Grisius RJ, Fenster RK, Lang BR. The dimensional accuracy of two denture base processing methods. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 421 - 428.

141. Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Techn* 1984; 8: 81 - 85.

142. Jackson AD, Lang BR, and Wang RF. The Influence of teeth on denture base processing accuracy. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 333 - 340.

143. Barco MT, Moore BK, Swatz ML, Boone ME, Dykema RW, Phillips RW. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - an in vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 17 - 22.

144. 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.

145. Hardy F. Comparison of fluid resin and compression molding methods in processing dimensional changes. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 375 - 377.

146. Mirza FD. Dimensional stability of acrylic resin dentures - clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 848 - 857.

147. Winkler S, Ortman HR, Morris HF, Plezia RA. Processing changes in complete dentures costruted from pour resins. *J Am Dent Assoc* 1971; 82: 349 - 353.

148. Goodkind RJ, Schulte RC. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. *J Prosthet Dent* 1970; 24: 662 - 668.

149. Bates JF, Stafford GD, Huggett R, Handley RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent* 1977; 5: 177 - 189.

150. Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional change due to processing. *J Prosthet Dent* 1977; 37: 450 - 459.

151. Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent* 1980; 8: 292 - 306.

152. MurphyWM, Huggett R, RW. A laboratory and clinical study of Trevalon® denture base material. *J Oral Rehab* 1982; 9: 401 - 411.

153. 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.

154. Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Staffors GD. Some effects of varying denture base resin polymer/monomer ratios. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 56 - 60.

155. Harrison A, Huggett R, and Zissis A. Measurement of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 68 - 72.

156. Harrison A, Huggett R, Zissis A, Vowels RW. A comparison of the dimensional accuracy of microwave and conventionally polymerized denture base materials. *Clinical Materials* 1993; 14: 133 - 137.

157. Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimendional stability of acrilic denture bases. *Dent Mater* 1988; 4: 20 - 24.

158. Polukoshko KM, Brudvik JS, Nicholls JI, Smith DE. Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 556 - 562.

159. Sykora O, Sutow EJ. Comparison of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. *J Oral Rehab* 1990; 17: 219 - 227

160. Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 757 - 761.

161. Polyzois GL, Stavrakis GA, Demetriou PP. Dimensional accuracy of duplicate dentures prepared by different methods. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 513 - 517.

162. McCartney JW. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 545 - 553.

163. Fairhurst and Ryge. Tin foil substitute: warpage and crazing of acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1954; 4: 274 - 287.

164. Kraut RA. A comparison of denture base accuracy. *J Am Dent Assoc* 1971; 83: 352 - 357.

165. Windecker D, Dippel M. Comparative studies of the exactness of fit of maxillary complete dentures with resin and cast metal bases. *Quintessence Dent Technol* 1981; 5: 427 - 430

166. Al-Hanbali E, Kelleway JP, Howlett JA. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. *J Dent* 1991; 19: 176 - 180.

167. Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989; 119: 271 - 276.

168. Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymeryzation of poly(methil methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 453 - 458.

169. Glazier BS, Firtell DN, Harman LL. Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 508 - 510.

170. Johnson DL, and Duncanson MG. The plastic postpalatal denture seal. *Quintessence Int* 1987; 18: 457 - 462.

171. Dukes BS, Fiels H, Olson JW, Scheetz JP. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 667 - 669.

172. Strohaver RA. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. *J Prosthet Dent* 1989; 62. 716 - 718.

173. Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CH, Lutes MR et al. Processing changes in complete dentures. Posterior tooth contacts and pin opening. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 46 - 54.

174. Dukes BS, Fieds H, Morris JC, Jewell A. A comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediums. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 568 - 571.

175. Anthony DH, Peyton MS. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 683 - 692.

176. Latta GH, Bowles WF, Conkin JE. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 654 - 661.

177. Lechner SK, Lautenschlager EP. Processing changes in maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 20 - 24.

178. Soni PM, Powers JM, Craig RG. Comparison of the accuracy of denture bases by a non-parametric method. *J Oral Rehab* 1979; 6: 35 - 39.

179. Smith LT, and Powers JM. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. *Am J Dent* 1992; 5: 139 - 142.

180. Lechner SK, Bevan EM. An instrument for tracing surface contours of impressions, casts and dentures. *Aust Dent J* 1971; Dec: 379 - 381.

181. Rupp NW, Dickson G, Lawson ME, Sweeney WT, Washington AB. A method for measuring the mucosal surface contours of impressions, casts and dentures. *J Am Dent Assoc* 1957; 54: 24 - 32.

182. Gee AJ, Harkel EC, Davidson CL. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 149 - 153.

183. McDowell GC, Bloem TJ, Lang RR, Asgar K. In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 112 - 120.

184. Turck MD, Lang BR, Wilcox DE, Meiers JC. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 367 - 372.

185. Zissis A, Huggett R, and Harrison A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. *J Dent* 1991; 19: 199 - 206.

186. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 346 - 363.

187. Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: infuence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 19 - 31.

188. Arnold TG, SchulteJK, Anderson GC. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture acrylic. *Prosthodontic Reseach* 1987: 150 (abstract).

189. 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.

190. Kern WR. Possible dimensional changes in denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1941; 28: 1952 - 1958.

191. Lechner SK, and Thomas GA. Changes caused by processing complete mandibular dentures. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 606 - 613.

192. Young JM.: A study of the accuracy of the apposition of palatal tissues to complete dentures. *J Prosthet Dent* 1970; 23: 136 - 147.

193. Woelfel JB, Paffenberger GC, Sweeney WT. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. *J. Am Dent. Assoc* 1965; 70: 1170 - 1188.

194. Ghazali S, Glantz P, Randow, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. *Acta Odontol Scand* 1988; 46: 287 - 295.

ÍNDICE

PREÂMBULO 1

I - INTRODUÇÃO 5

I.1 CONDICIONANTES DA QUALIDADE 6

I.2- RETENÇÃO 7

I.2.1 - FACTORES DE RETENÇÃO 8

I.2.1.1 - ADESÃO 8

I.2.1.2 - COESÃO 9

I.2.1.3 - TENSÃO SUPERFICIAL 10

I.2.1.4 - CAPILARIDADE 10

I.2.1.5 - VISCOSIDADE 10

I.2.1.6 - GRAVIDADE 11

I.2.1.7 - PRESSÃO ATMOSFÉRICA 11

I.2.1.8 - ADAPTAÇÃO 12

I.2.1.9 - SELAMENTO PERIFÉRICO 12

I.2.1.10 - CONTROLO NEURO-MUSCULAR 13

I.3 - MODELOS DE INVESTIGAÇÃO LABORATORIAL 14

I.4 - ESTUDOS CLÍNICOS 19

I.5 - SÍNTESE DAS CONCLUSÕES DOS ESTUDOS LABORATORIAIS E CLÍNICOS 23

I.6 - RETROSPECTIVA HISTÓRICA....25

I.6.1 - IMPRESSÕES E MODELOS....26

I.6.2 - CONSTRUÇÃO DAS DENTADURAS....27

I.6.3 - RETENÇÃO DAS DENTADURAS (MEIOS MECÂNICOS)....27

I.6.4 - RETENÇÃO DAS DENTADURAS (MEIOS FÍSICOS)....28

I.6.5 - MATERIAIS DE BASE DAS DENTADURAS....29

I.6.5.1.- MATERIAIS PRIMITIVOS....29

I.6.5.2 - PORCELANA....30

I.6.5.3 - METAIS....30

I.6.5.4 - MATERIAIS POLIMÉRICOS....32

I.6.5.4.1 - CORALITE....32

I.6.5.4.2 - VULCANITE....32

I.6.5.4.3 - CELULÓIDE....33

I.6.5.4.4 - RESINAS ACRÍLICAS....34

I.6.5.4.5 - POLIESTIRENO....35

I.6.5.4.6 - RESINAS EPÓXICAS....35

I.6.5.4.7 - NYLON....36

I.6.5.4.8 - POLICARBONATO....37

I.6.5.4.9 - RESINAS VINÍLICAS....37

I.7 - POLÍMEROS - NOÇÕES BÁSICAS....39

I.7.1 - TIPOS DE POLÍMEROS....39

I.7.2 - POLIMERIZAÇÃO....40

I.7.2.1 - TIPOS DE POLIMERIZAÇÃO....42
I.7.2.1.1 - POLIMERIZAÇÃO POR CONDENSAÇÃO....42
I.7.2.1.2 - POLIMERIZAÇÃO POR ADIÇÃO....44
I.7.2.1.3 - OUTROS TIPOS DE POLIMERIZAÇÃO....46

I.7.3 - RAMIFICAÇÕES....46

I.7.4 - LIGAÇÕES CRUZADAS ("CROSS LINKING")....47

I.7.5 - INIBIÇÃO DA POLIMERIZAÇÃO....48

I.7.6 - CO-POLIMERIZAÇÃO....48

I.7.7 - ESTRUTURA E PROPRIEDADES....49

I.7.7.1 - TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA....49
I.7.7.2 - ESTRUTURA MOLECULAR....49
I.7.7.3 - PESO MOLECULAR....50
I.7.7.4 - PLASTICIDADE DOS POLÍMEROS....51
I.7.7.5 - LIGAÇÕES CRUZADAS....51
I.7.7.6 - CRISTALINIDADE....52

I.7.8 - POLÍMEROS UTILIZADOS EM MEDICINA DENTÁRIA....52

I.7.8.1 - ESPECIFICAÇÃO Nº 12 PARA POLÍMEROS DE BASE DE DENTADURAS....52
I.7.8.2 - REQUISITOS....53
I.7.8.3 - PROPRIEDADES DA BASE IDEAL....53

I.7.9 - RESINAS ACRÍLICAS....54

I.7.9.1 - POLI(METILMETACRILATO)....54
I.7.9.1.1 - COMPOSIÇÃO....55
I.7.9.1.2 - PROCESSAMENTO/POLIMERIZAÇÃO....57
I.7.9.1.3 - CONFORMAÇÃO....57
I.7.9.1.3.1 - PREPARAÇÃO DO MOLDE....57
I.7.9.1.3.2 - ISOLAMENTO....57
I.7.9.1.3.3 - PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA....58
I.7.9.1.3.4 - CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO....59
I.7.9.1.3.5 - CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO....59
I.7.9.1.3.6 - POLIMERIZAÇÃO....60
I.7.9.1.3.6.1 - TERMO-POLIMERIZAÇÃO....60
I.7.9.1.3.6.2 - POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS....62
I.7.9.1.3.6.3 - POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTO-POLIMERIZAÇÃO)....65
I.7.9.1.3.6.4 - RESINAS FLUIDAS....67
I.7.9.1.3.6.5 - FOTO-POLIMERIZAÇÃO....69

I.7.10 - PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS....70

I.7.10.1 - ESTABILIDADE DIMENSIONAL....70
I.7.10.2 - POROSIDADE....72
I.7.10.3 - ABSORÇÃO DE ÁGUA....72
I.7.10.4 - SOLUBILIDADE....73
I.7.10.5 - TENSÕES DE PROCESSAMENTO....74
I.7.10.6 - FISSURAS....74

I.7.10.7 - PROPRIEDADES MECÂNICAS....74

I.7.10.7.1 - RESISTÊNCIA....75
I.7.10.7.2 - RESISTÊNCIA À TRACÇÃO E COMPRESSÃO....75
I.7.10.7.3 - ALONGAMENTO....75
I.7.10.7.4 - MÓDULO DE ELASTICIDADE....75
I.7.10.7.5 - LIMITE PROPORCIONAL....76
I.7.10.7.6 - RESISTÊNCIA AO IMPACTO....76
I.7.10.7.7 - RESISTÊNCIA TRANSVERSAL E DEFLEXÃO TRANSVERSAL....76
I.7.10.7.8 - RESISTÊNCIA À FADIGA....77

I.8 - MÉTODOS DE MEDIÇÃO....79

I.8.1 - MEDIÇÕES LINEARES....80

I.8.1.1 - MICROSCÓPIO....80
I.8.1.2 - PAQUÍMETRO OU COMPASSO DIGITAL....81
I.8.1.3 - CRÍTICA....81

I.8.2 - MEDIÇÃO DE DISCREPÂNCIAS....82

I.8.2.1 - APALPA FOLGAS ("THICKNESS GAUGE", "FEELER GAUGE")....82
I.8.2.2 - SILICONE....82
I.8.2.3 - MICROSCÓPIO....82
I.8.2.4 - CRÍTICA....83

I.8.3 - ALTERAÇÕES DA DIMENSÃO VERTICAL....84

I.8.3.1 - MONTAGEM DAS DENTADURAS EM ARTICULADOR....84
I.8.3.2 - MEDIÇÃO DA ALTURA DE CÚSPIDES E BORDOS INCISAIS DE DENTADURAS INDIVIDUAIS....85
I.8.3.3 - CRÍTICA....85

I.8.4 - AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA....85

I.8.4.1 - MÉTODO - 1....85
I.8.4.2 - CRÍTICA....85
I.8.4.3 - MÉTODO - 2....86
I.8.4.4 - CRÍTICA....86

I.8.5 - TÉCNICAS NÃO-PARAMÉTRICAS....86

I.8.5.1 - CRÍTICA....87

I.8.6 - MEDIÇÕES TRIDIMENSIONAIS....87

I.8.6.1 - COMPARADOR DE RUPP....87
I.8.6.2 - CRÍTICA....88
I.8.6.3 - COMPARADOR MODIFICADO....88
I.8.6.4 - MEDIDOR DE SUPERFÍCIE ("SURFACE METER")....88
I.8.6.5 - PAQUÍMETRO VERTICAL + COMPARADOR ÓPTICO....89
I.8.6.6 - MÉTODO ESTEREOMÉTRICO....89
I.8.6.7 - "MICHIGAN COMPUTER GRAPHICS COORDINATE MEASURING SYSTEM" (MCGCMS) 89
I.8.6.8 - CRÍTICA....90
I.8.6.9 - MÁQUINA DE MEDIR POR COORDENADAS COMPUTADORIZADA (MMCC)....90

I.9 - JUSTIFICAÇÃO E OBJECTIVO....93

II - MATERIAL E MÉTODOS....95

II.1 - RESINAS....95

II.1.1 - "PROBASE HOT"....95
II.1.2 - "SR - IVOCAP"....95
II.1.3 - "PROBASE COLD"....96

II.2 - ESTANDARDIZAÇÃO DOS FACTORES INTERVENIENTES....96

II.2.1 - PREPARAÇÃO DO MODELO-MESTRE....96
II.2.2 - DUPLICAÇÃO DO MODELO-MESTRE....99
II.2.3 - PLACA-BASE EM CERA....100
II.2.4 - DUPLICAÇÃO DA PLACA-BASE....102

II 3 - TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO/POLIMERIZAÇÃO....103

II.3.1 - TÉCNICA A - TERMO-POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO LONGO)....103
II.3.2 - TÉCNICA B - TERMO-POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO CURTO)....103
II.3.3 - TÉCNICA C - POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTOPOLIMERIZAÇÃO)....103
II.3.4 - TÉCNICA D - TERMO-POLIMERIZAÇÃO EM FORNO DE MICRO-ONDAS....103
II.3.5 - TÉCNICA E - TERMO-POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (RESINA INJECTADA)....103

II. 4 - CONFORMAÇÃO....104

II.4.1 - CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICAS A e B....104
II.4.1.1 - INCLUSÃO EM MUFLA....104
II.4.1.2 - ELIMINAÇÃO DA CERA....105
II.4.1.3 - ISOLAMENTO....105
II.4.1.4 - PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA....106
II.4.1.5 - PRENSAGEM....106
II.4.1.6 - POLIMERIZAÇÃO....106
II.4.1.6.1 - CICLO LONGO....106
II.4.1.6.2 - CICLO CURTO....107

II.4.2 - CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICA C....107
II.4.2.4 - PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA....107
II.4.2.6 - POLIMERIZAÇÃO....107

II.4.3 - CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO: TÉCNICA D.....107
II.4.3.5 - PRENSAGEM.....108
II.4.3.6 - POLIMERIZAÇÃO.....109

II.4.4 - CONFORMAÇÃO POR INJECÇÃO: TÉCNICA E.....109
II.4.4.1 - INCLUSÃO EM MUFLA.....109
II.4.4.4 - PRENSAGEM.....109
II.4.4.5 - PREPARAÇÃO DO ACRÍLICO PARA INJECÇÃO.....110
II.4.4.6 - POLIMERIZAÇÃO.....110

II.5 - RECUPERAÇÃO DOS MODELOS E PLACAS-BASE.....111

II.6 - PROCESSO DE MEDIÇÃO E SUAS IMPLICAÇÕES.....112

II.6 1 - MEDIÇÃO DOS MODELOS E DAS PLACAS-BASE.....113
II.6.1.1 - MEDIÇÃO DO MODELO.....113
II.6.1.2 - MEDIÇÃO DA PLACA-BASE.....115

II.7 - AFERIÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO.....118

II.8 - MEDIÇÃO DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS.....119

II.9 - ANÁLISE ESTATÍSTICA.....121

II.9.1 - TESTE ESTATÍSTICO.....121

II.9.2 - MÉTODOS GRÁFICOS.....122

III - RESULTADOS 123

III.1 - ESTUDO COMPARATIVO ENTRE TÉCNICAS 124

III.1.1 - DEFORMAÇÃO GLOBAL MÉDIA 124
III.1.2 - DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA - (PT1) 126
III.1.3 - DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA - (PT2) 128
III.1.4 - DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA - (PT3) 130
III.1.5 - DEFORMAÇÃO MÉDIA DE CADA PERFIL POR TÉCNICA - (PLG) 132

III.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS PERFIS TRANSVERSAIS EM CADA TÉCNICA 134

III.2.1 - TÉCNICA A 134
III.2.2 - TÉCNICA B 136
III.2.3 - TÉCNICA C 138
III.2.4 - TÉCNICA D 140
III.2.5 - TÉCNICA E 142

III.3 - DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS SEGMENTOS DOS PERFIS TRANSVERSAIS 144

III.3.1 - TÉCNICA A 144
III.3.1.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 144
III.3.1.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 145
III.3.2 - TÉCNICA B 147
III.3.2.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 147
III.3.2.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 148
III.3.3 - TÉCNICA C 150
III.3.3.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1 150
III.3.3.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2 151

III.3.4 - TÉCNICA D.....153
III.3.4.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1.....153
III.3.4.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2.....154
III.3.5 - TÉCNICA E.....156
III.3.5.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT1.....156
III.3.5.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS DE PT2.....157

III.4 - DEFORMAÇÃO RELATIVA DOS SEGMENTOS DO PERFIL LONGITUDINAL.....159

III.4.1 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS NA TÉCNICA A.....159
III.4.2 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS NA TÉCNICA B.....161
III.4.3 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS NA TÉCNICA C.....163
III.4.4 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS NA TÉCNICA D.....165
III.4.5 - DEFORMAÇÃO RELATIVA MÉDIA DOS SEGMENTOS NA TÉCNICA E.....167

IV - DISCUSSÃO.....169

IV.1 - ANÁLISE DOS RESULTADOS.....169

IV.2 - COMPARAÇÃO COM OS RESULTADOS DE OUTROS AUTORES.....176

IV.2.1 - ESTUDOS COM MÉTODOS DE MEDIÇÃO TRIDIMENSIONAL.....176
IV.2.1.1 - COMPARADOR DE RUPP MODIFICADO.....176
IV.2.1.2 - MEDIDOR DE SUPERFÍCIE ("SURFACE METER").....181
IV.2.1.3 - PAQUÍMETRO VERTICAL + COMPARADOR ÓPTICO.....182
IV.2.1.4 - AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA.....183
IV.2.1.5 - "MICHIGAN COMPUTER-GRAPHICS COORDINATE MEASURING SYSTEM" (MCGCM).....183
IV.2.1.6 - MÁQUINA DE MEDIR POR COORDENADAS COMPUTADORIZADA (MMCC).....186

IV.2.2 - ESTUDOS COM OUTROS MÉTODOS DE MEDIÇÃO.....187
IV.2.2.1 - TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA COM INJECÇÃO DA RESINA.....187
IV.2.2.2 - TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS.....188
IV.2.2.3 - POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTOPOLIMERIZAÇÃO).....189
IV.2.2.4 - TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO LONGO).....189
IV.2.2.5 - TÉCNICA DE POLIMERIZAÇÃO EM BANHO-MARIA (CICLO CURTO).....190

IV.3 - ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS E DISTORÇÃO.....191

V - CONCLUSÕES.....193

VI - ANEXOS.....195

VII - RESUMOS.....247

VIII - BIBLIOGRAFIA.....251