

FACULDADE DE SETE LAGOAS - FACSETE

Camila Marão Costa

**EFICIÊNCIA DOS MÉTODOS, PROTOCOLOS E MATERIAIS DE  
PROCESSAMENTO EM PRÓTESE TOTAL.**

São Luís

2021

Camila Marão Costa

**EFICIÊNCIA DOS MÉTODOS, PROTOCOLOS E MATERIAIS DE  
PROCESSAMENTO EM PRÓTESE TOTAL.**

Monografia apresentada ao Programa de pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Sete Lagoas – FACSETE, como requisito parcial a obtenção do título de especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof<sup>a</sup>. Dr. Júlio Pereira Filho

São Luís

2021

Costa, Camila Marão

Eficiência dos métodos, protocolos e materiais de processamento em prótese total / Camila Marão Costa. - 2021.

40 f.

Orientador(a): Júlio Pereira Filho

Monografia (Pós-graduação) - Faculdade Sete Lagoas. São Luís, 2021.

1. Resina Acrílica. 2. Prótese Total. 3. Processamento. 4. Alteração Dimensional. 5. Dimensão Vertical. I. Filho, Júlio Pereira Sousa, II. Título

**CAMILA MARÃO COSTA**

**FOLHA DE APROVAÇÃO**

**EFICIÊNCIA DOS MÉTODOS, PROTOCOLOS E MATERIAIS DE  
PROCESSAMENTO EM PRÓTESE TOTAL.**

Monografia apresentada ao Programa de pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Sete Lagoas – FACSETE, como requisito parcial a obtenção do título de especialista em Prótese Dentária.

Aprovada em:     /     /

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Prof. Dr. Júlio Pereira Filho (Orientador)**

---

Examinador 1

---

Examinador 2

## RESUMO

A principal importância da Prótese Total é a recuperação funcional e estética do paciente. Para que isso aconteça com excelência, é preciso esquematizar corretamente na sequência, como será a oclusão da prótese e levar ela em consideração até a conclusão do tratamento. Alterações na base da prótese e pequenas movimentações dos dentes artificiais são fatores que ocorrem e muitas vezes se tornam inevitáveis, pois são produtos de deformações ocorridas nos materiais e inerente ao processo de confecção da peça. Esse trabalho tem como objetivo avaliar a influência que a etapa laboratorial tem sobre o produto final da prótese total e a eficácia dos métodos, protocolos e materiais de processamento atuais. Na tentativa de solucionar os prejuízos causados pela polimerização da resina acrílica, novas técnicas foram implementadas e desenvolvidas através de pesquisas, visando a menor ocorrência de efeitos colaterais na fase laboratorial. A análise das pesquisas se deu principalmente na comparação entre as técnicas já existentes e as que surgiram posteriormente a partir de novas pesquisas. As distorções e alterações ocorridas na fase laboratorial, independente da técnica, são inevitáveis e para minimizar os prejuízos inerentes à essa etapa muitos autores sugerem remontagem em articulador e ajuste oclusal após a acrilização e antes da entrega da prótese. Esta revisão bibliográfica possui caráter exploratório descritivo e foi estruturado através de artigos sobre a eficiência dos métodos, protocolos e materiais de processamento em prótese total. É imperativo ressaltar acerca da importância da realização contínua de novas pesquisas para que haja a construção de um protocolo de maior excelência com o mínimo de distorções possíveis.

**Palavras-chave:** Resina Acrílica. Prótese Total. Processamento. Alteração Dimensional. Dimensão Vertical.

## ABSTRACT

The main importance of the Total Prosthesis is the functional and aesthetic recovery of the patient. For this to happen with excellence, it is necessary to lay out correctly in the sequence, how the prosthesis occlusion will be and take it into consideration until the conclusion of the treatment. Changes in the base of the prosthesis and small movements of artificial teeth are factors that occur and often become inevitable, as they are products of deformations that occur in the materials and inherent in the process of making the piece. This work aims to assess the influence that the laboratory stage has on the final product of the total prosthesis and the effectiveness of current methods, protocols and processing materials. This bibliographic review has an exploratory and descriptive character and was structured through articles on the efficiency of methods, protocols and processing materials in total dentures. In an attempt to solve the damage caused by the polymerization of acrylic resin, new techniques were implemented and developed through research, aiming at the lower occurrence of side effects in the laboratory phase. The analysis of the research took place mainly in the comparison between the existing techniques and those that emerged after new research. The distortions and changes that occurred in the laboratory phase, regardless of the technique, are inevitable and to minimize the losses inherent to this stage, many authors suggest reassembly in an articulator and occlusal adjustment after the acrylization and before the delivery of the prosthesis. It is imperative to stress about the importance of the continuous conduct of new research in order to build a protocol of greater excellence with the least possible distortions.

**Keywords:** Acrylic Resin. Total Dentures. Processing. Dimensional Change. Vertical Dimension.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>8</b>
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b> .....	<b>8</b>
<b>3.1</b>	<b>Revisão da Literatura</b> .....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
3.1.1	Tipos de Muflas .....	12
3.1.2	Inclusão.....	12
3.1.3	Prensagem e Tempo pós prensagem .....	15
3.1.4	Tipos e ciclos de polimerização.....	16
<b>3.2</b>	<b>Discussão</b> .....	<b>19</b>
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>30</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>31</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O principal objetivo da prótese total (PT) é a devolução de funções básicas como estética, mastigação e fonética, que são inerentes de um indivíduo dentado além de proporcionar novamente qualidade de vida a seu usuário. Ela é composta pela base de resina acrílica, que além de estar em contato direto com a mucosa (muco-suportada), é responsável também pela retenção dos dentes artificiais. (DE ALMEIDA, 2001)

Embora a prótese total realize apenas um sexto da função mastigatória exercida pelos dentes naturais (CONSANI et al., 2000), sabe-se que para haver maior eficiência mastigatória e conforto em seu uso, é necessário que as estruturas estejam bem confeccionadas no que diz respeito à adaptação da base da prótese em relação a mucosa e estruturas de suporte, proporcionando assim uma maior retentividade e estabilidade da prótese na cavidade bucal. (ABREU, 2002)

Dito isto, a boa confecção da prótese está diretamente interligada com a técnica exercida pelo cirurgião-dentista, através de uma ótima moldagem e adequado registro maxilo-mandibular do paciente. Entretanto, além disso, deve-se levar em consideração a grande relevância que a etapa laboratorial tem para que haja o sucesso final, visando um menor número de modificações e ajustes possíveis no trabalho protético após finalizado. Assim, é esperado que a oclusão obtida após a fase final de acabamento da prótese seja a mais fiel possível à que foi determinada pelo operador durante a fase de ajuste da cera. (GOIATO et al., 2005)

É relatado na literatura que os produtos à base de gesso, no processo de presa, o hemiidrato de sulfato de cálcio ao ser misturado com a água, transforma-se em diidrato de sulfato de cálcio, sofrendo uma contração. Sendo assim, a expansão térmica do gesso no momento da sua presa, se dá pela formação de porosidades dentro da massa e formação de tensão pelo crescimento dos cristais. (MAHLER & ASGARZADEH, 1953)

O polimetil metacrilato (PMMA), conhecido como resina acrílica é o material que compõe a base protética e começou a ser difundido na prática odontológica a partir dos anos 1930, revolucionando os resultados finais das próteses totais por possuir um conjunto de características mais vantajosas, visto que os materiais disponíveis até então teriam problemas relacionados a rugosidade,

opacidade, cor, dificuldade de reparos e polimento. (DE ALMEIDA, 2001; DE ALMEIDA, 1998)

Apesar disso, sabe-se que a resina acrílica ainda possui algumas características que a tornam limitada, como a elevada distorção, principalmente pela contração de polimerização, (CONSANI et al., 2000) de modo que, ao ser submetida a aumento de temperatura e resfriamento, o resultado será produção de tensões e modificações tridimensionais na sua superfície interna. (SYKORA & SUTOW, 1997) Tais desvantagens são inerentes às propriedades físico-químicas do próprio material, podendo influenciar no resultado final do trabalho e provocar modificações horizontais de oclusão e/ou no aumento ou diminuição da dimensão vertical de oclusão, que já foi determinada na fase da prova da cera. (DAMIÃO et al., 2003) Além disso, manifestando-se sozinha ou em conjunto com a modificação do posicionamento dos dentes artificiais, podem haver ainda alterações dimensionais da própria base da prótese total e isso se deve principalmente em função da quantidade de materiais e processos utilizados para a sua confecção no laboratório. (MARTINS & GALVÃO, 1962)

Muitas vezes é difícil determinar qual fase laboratorial foi responsável pela alteração sofrida pela prótese, uma vez que todo o conjunto de etapas do processamento pode contribuir para isso. (NEGREIROS, 2008) Algumas possíveis causas podem ser: diferença do coeficiente de expansão térmica entre a resina e o gesso dos modelos quando aquecidos no ciclo de polimerização, (PICKETT & APPLEBY, 1970; ZAKHARI, 1976) a fricção entre eles no momento da prensagem, (MARTINS & GALVÃO, 1962) polimerização da resina acrílica da base (ZAKHARI, 1976; MARTINS & GALVÃO, 1962) e a sua espessura, (MARTINS & GALVÃO, 1962) fechamento impróprio das partes da mufla, (WESLEY et al., 1973) a pressão exercida na mufla durante a fase de prensagem, (ZAKHARI, 1976; MARTINS & GALVÃO, 1962) demora para a polimerização da prótese após a prensagem final, (CONSANI et al., 2004), muralhas utilizadas na inclusão, (CAETANO et al., 2012) etc.

Sendo assim, muitos estudos são realizados e muitas técnicas foram implementadas na etapa do processamento laboratorial da prótese total, objetivando a diminuição da contração e o maior controle sobre o efeito que essa distorção poderia influenciar no desfecho do trabalho protético. (ABREU, 2002; DE ALMEIDA, 1998)

Dessa maneira, o presente trabalho teve como finalidade avaliar a influência que a etapa laboratorial tem sobre o produto final da prótese total e a eficácia dos métodos, protocolos e materiais de processamento atuais através uma revisão de literatura dos artigos científicos disponíveis.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Esta revisão bibliográfica possui caráter exploratório descritivo e foi estruturado através de artigos sobre a eficiência dos métodos, protocolos e materiais de processamento em prótese total. O estudo foi conduzido no período de Novembro de 2020 a Janeiro de 2021, tendo como objetivo o levantamento bibliográfico pela literatura exploratória de artigos, utilizando como fonte as bases de dados eletrônicas Scielo Brasil (Scientific Electronic Library Online), Google Scholar, Digital Library USP, Medline, Repositório da Produção Científica e Intelectual da Unicamp, Biblioteca Digital Brasileira de Teses e Dissertações (BDTD) e Biblioteca Virtual de Saúde (BVS).

A pesquisa dos artigos a princípio baseou-se na análise do título, por conseguinte do resumo e caso o mesmo preenchesse os requisitos para ser utilizado no trabalho, fazia-se a leitura específica de suas partes.

O material foi selecionado em línguas portuguesa e inglesa, englobando a temática proposta e que se encontram disponíveis na íntegra para consulta, tendo como palavras-chave: prótese total; prótese dentária; processamento; inclusão; prensagem; oclusão; alteração dimensional; muflas; micro-ondas; polimerização; dimensão vertical de oclusão; resinas acrílicas; base de prótese total.

Como critério de exclusão foram definidos os artigos que as palavras chave e o seu tema central não estivessem ligados ao tema e ao objetivo geral da pesquisa ou que ainda não estejam disponíveis para a consulta na íntegra.

Os dados da pesquisa foram coletados mediante leitura exploratória dos artigos que foram baixados no formato PDF. Os dados levantados foram tratados na forma de textos e tabelas, com auxílio do programa Microsoft Word, Excel e Adobe Acrobat Reader DC – *pdf*, para leitura e análise dos artigos.

### 3 DESENVOLVIMENTO

#### 3.1 REVISÃO DE LITERATURA

Neste trabalho serão introduzidos os principais fatores que na prática laboratorial podem influenciar no processamento da prótese total e em seu resultado final, sendo eles: tipos de muflas, inclusão, prensagem, tempo pós prensagem, tipos e ciclos de polimerização.

##### 3.1.1 Tipos de Muflas

O autor Souza (1987) formulou a mufla “HH”, a fim de solucionar ou mesmo amenizar os problemas referentes às alterações oclusais provenientes das alterações dimensionais e distorções durante o processo acrilização de próteses. Formada por três partes, ela promove mudanças no ato da inclusão dos modelos de gesso, (permitindo a acrilização ao mesmo tempo das PTs superior e inferior ou possibilidade de realizar esse procedimento com os modelos engrenados), propondo assim, uma menor alteração dimensional:

Uma das alternativas sugeridas, na literatura, para se controlar tais alterações, seria a utilização da mufla HH, que permite a acrilização simultânea de um par de PT (SOUZA, 1987; CUNHA, 2000). Com isso consegue-se a compensação das alterações dimensionais pois ambas são incluídas com os dentes articulados, compensando assim suas movimentações. Este trabalho pretendeu comparar os resultados obtidos por Cunha (2000), confrontando-os com a mufla especial para energia de microondas. (DAMIÃO et al., 2003, p. 69)

O principal objetivo desse tipo de mufla HH é tentar manter os contatos bilaterais e simultâneos em MIH de acordo com o que foi obtido na etapa da prova dos dentes em cera, sem que haja um deslizamento das bases da prótese sobre a fibromucosa que reveste os rebordos. Sendo assim, as alterações dimensionais não deixariam de existir, mas sim, as movimentações oclusais que ocorreriam em menor escala ou não existiriam. (DAMIÃO et al., 2003)

##### 3.1.2 Inclusão

Segundo os autores Atkinson & Grant (1962), a movimentação dos dentes artificiais pode estar relacionada com a expansão térmica que pode ocorrer na presa

do gesso principalmente utilizado na fase de inclusão. Os autores ainda afirmam em seu estudo que a movimentação isolada de dentes pode ocorrer pela formação de bolhas e contato muito íntimo dos dentes com as paredes metálicas da mufla.

Os autores chamam atenção também para o fato de que a pressão exercida no momento da prensagem da resina acrílica pode resultar na movimentação dos dentes, principalmente na região de molares, que é a área onde geralmente é colocado maior quantidade de material resinoso, tendo como consequência maior formação de tensão e quantidade de pressão.

O autor Perlowski (1953), ao estudar o afastamento do pino incisal ocasionado por alterações oclusais provenientes dos materiais usados na etapa de inclusão, chegou à conclusão que a movimentação dos dentes e consequente desarranjo oclusal podem ser determinados pelo calor e expansão liberados pela presa do gesso utilizado.

Uma menor alteração na posição dos dentes artificiais foi observada por Zakhari (1976) ao se utilizar uma muralha de gesso recobrando os dentes no momento da inclusão, previamente ao preenchimento total da contramufla, fato que é comprovado pois ao ser acrescentado o gesso de cobertura, o gesso da muralha já teria tomado presa. Nesse sentido, a alteração que ocorreria seria apenas aquela determinada pela expansão higroscópica do gesso da muralha, produzida através da mistura de gesso de cobertura empregada para preenchimento da mufla.

Outro material relatado na literatura utilizado para confecção da muralha é o silicone de condensação, tendo dentre suas vantagens a maior facilidade no momento de demuflagem, execução e acabamento, já que com esse material não haverá restos de gesso presos na resina acrílica após a desinclusão. (ZANI & VIEIRA, 1979). Marcroft, Tencate e Hurst (1961) afirmam que o silicone é um material com características soberanas, por possuir maior fidelidade aos detalhes e flexibilidade que o gesso, produz superfícies da base de acrílico mais limpas, diminuindo o tempo dedicado às próximas fases de acabamento e polimento, em comparação ao uso com muralha de gesso e com resultados melhores de relacionamento oclusal comparado com o uso do gesso tipo II.

Segundo Mahler (1951), em seu estudo sobre próteses totais processadas por compressão, um aumento da dimensão vertical de oclusão (DVO) de 0,5 a 1,0 mm no pino incisal do articulador é esperado após o processamento da prótese, sendo que, um aumento menor acontece em poucos casos e aumentos

maiores (2,0 a 3,0 mm) também podem ocorrer. O autor argumenta ainda que, tal aumento de 1,0 mm está relacionado com a movimentação e deslocamento dos dentes artificiais, possuindo a proporção de 1,0mm de aumento da DVO teremos 0,25 mm de deslocamento do posicionamento dos dentes. Apesar de que o aumento significativo da dimensão ser ocasionado por pouca movimentação dental, é indiscutível que isso se torna um fator importante para a desarmonia do padrão oclusal anteriormente estabelecido.

Ainda em seu estudo, Mahler afirma que esse aumento da DVO, pode ser resultado do tipo de gesso, uma vez que as menores alterações foram encontradas ao se utilizar o gesso pedra (tipo III e IV), em substituição ao gesso comum (tipo II). Além disso, a pressão exercida no momento da prensagem final da mufla promove sérias tensões à resina acrílica (a qual demonstra possuir certa resistência interna e viscosidade) resultando em grande distribuição desigual de forças na prótese ainda não polimerizada, causando assim a movimentação dos dentes e contatos prematuros, e com isso, alteração na DVO. (MAHLER, 1951)

É relatado na literatura por Bombonatti, Pellizer e Vieira (1978), que o uso de uma espuma de plástico com 3 mm de espessura pode ser utilizado para forrar o interior da mufla para que haja a diminuição de alterações nos posicionamentos dos dentes artificiais, uma vez que a espuma permite que o gesso sofra expansão, já que é maleável, não tendo assim a produção de forças contrárias das paredes da mufla agindo em contrapartida à pressão exercida pelo gesso em expansão.

O autor Shipee (1961), visando promover a diminuição das alterações dimensionais nas próteses após o seu processamento laboratorial, pesquisou as alterações que poderiam ser implementadas na etapa de inclusão em muflas metálicas. A partir desse estudo, ele chegou à conclusão que a remoção de excessos de resina acrílica antes da prensagem final da mufla pode diminuir essas modificações da dimensão vertical de oclusão.

Perlowski (1953) chamou atenção em seu trabalho para a importância da adaptação das partes da mufla no momento da prensagem da resina acrílica e sua posterior polimerização e afirmou que é crucial que esse procedimento seja feito para haver menor alteração final de movimentação dos dentes, decorrente das tensões liberadas pela resina acrílica nessas etapas.

### 3.1.3 Prensagem e tempo pós prensagem

Com relação aos principais cuidados a serem tomados na prensagem por compressão, visando uma menor alteração dimensional no resultado final, o autor Carvalho (1972), discorre sobre os seguintes pontos: a resina após condensada em uma mufla sem parafusos, deve ser mantida em uma prensa com molas sobre pressão constante, o resfriamento após a polimerização, deve ser lento e gradual, em temperatura ambiente e após removida da mufla, a prótese deve ser submersa em água.

O autor Pryor (1942), introduziu os estudos sobre o método de injeção contínua do molde, onde a resina é introduzida por pressão por meio de um orifício na mufla, alcançando em seguida, através de canais de alimentação a região da base da prótese. Segundo o autor, essa técnica elimina os excessos de resina entre as partes da mufla, já que a mesma é introduzida com a mufla já fechada. O polímero e o monômero utilizados nessa técnica vêm preparados em cápsulas pré dosadas para mistura mecânica. (NOGUEIRA ET AL., 1999) O autor Barnabé (2000) cita como vantagem, a possibilidade da resina ser manuseada na fase mais próxima à plástica.

O “Tempo de trabalho” pode ser definido como o período em que a resina acrílica pode ser prensada. Isso é determinado pelo tempo em que a resina permanece modelável após a sua manipulação. (PHILLIPS, 1993) O mesmo autor ainda afirma que a resina acrílica possui as seguintes fases: fluida (estágio 1), filamentosa ou pegajosa (estágio 2), plástica (estágio 3) e borrachóide (estágio 4) e que o tempo de trabalho está restrito entre os estágios 2 até o início do estágio 4.

Segundo Craig (1997), a prensagem das próteses com a resina nas fases anteriores à plástica permite melhor escoamento da mesma no interior das mufias, por apresentarem menor viscosidade, além disso, o autor afirma que a prensagem feita após essa fase pode promover menor reprodução de detalhes, dificuldade no fechamento completo da mufla, possível aumento na DVO e movimentação, e ou fratura dos dentes artificiais. Entretanto, existe um aumento da porosidade da resina, pela maior concentração de monômero livre. O contrário ocorre quando a resina é prensada após a fase plástica, a porosidade diminui, enquanto o aumento da viscosidade dificulta o seu escoamento. Como consequência, ocorre deficiência na

reprodução dos detalhes da prótese, aumento da dimensão vertical (as mufias não se fecham por completo) e movimentação ou fratura dos dentes.

Com relação ao tempo de duração da prensagem, os autores afirmam que a principal importância na determinação dele se dá no sentido de aliviar as forças internas que são geradas no momento do fechamento da mufla, além de promover uma melhor dissolução do monômero com o polímero. (COMPAGNONI, 1981)

Além disso, é observada em alguns trabalhos a influência que o tempo de espera determinado após a prensagem final e antes do início da polimerização (tempo pós-prensagem) pode influenciar o resultado final da prótese, (alterando dimensionalmente as bases) onde os autores discutem se o tempo decorrido após a prensagem até o início da polimerização permite uma melhor acomodação da resina nos moldes de gesso, maior liberação das tensões na massa de resina produzidas pela prensagem da mufla e com isso diminuindo a quantidade de monômero residual. (CONSANI et al., 2000)

### 3.1.4 Tipos e ciclos de polimerização

Com o passar dos anos, os métodos de polimerização foram sendo estudados e novos protocolos foram sendo introduzidos, os principais meios são o método convencional em banho de água aquecida, método da luz visível, método do calor seco, e irradiação por micro-ondas. (CARVALHO et al., 2001; ZORN, 2011)

O tipo de ciclo mais sedimentado é através do banho de água a 74 C° sem ebulição durante 9 horas. Em contrapartida a ele, foram sendo desenvolvidos ciclos rápidos para que haja maior diminuição do fator tempo no processamento em algumas marcas de resinas acrílicas termopolimerizáveis, as quais explicam que nelas o iniciador é formulado pela associação de agentes químicos de termoativadores, o que possibilitaria a polimerização em 20 minutos, assemelhando-se à vantagem do uso do micro-ondas, onde há uma elevação rápida da temperatura que promove um aquecimento mais homogêneo da toda a estrutura gesso/resina. (PADOVAN, 1999)

Tradicionalmente, a polimerização da resina acrílica por banho de água aquecida pode ser realizada de duas maneiras: ciclo longo, com temperatura

constante, (70°C/160F) durante 8 a 10 horas ou ciclo curto, subindo até alcançar a temperatura de 70°C, por 1 hora a 1 hora e trinta minutos e após isso, mais 30 minutos a 1 hora em temperatura de 100°C/212F. (CLERCK, 1987)

Clerck (1987) ainda explica que a polimerização nada mais é que a formação de uma cadeia de polímeros a partir da união de um monômero com radicais livres. Sendo assim, com o passar do início do processo e estabilidade da temperatura, fica cada vez mais difícil os monômeros acharem radicais livres para que assim consigam se ligar ao polímero, havendo o aumento da temperatura novamente, as moléculas se agitam de novo, conseguindo então haver novos encontros através de choques térmicos entre monômero/radical livre e os seus movimentos são consequência do seu aquecimento. O objetivo do aumento de temperatura no final do ciclo curto é justamente tentar promover novas ligações entre monômeros e radicais livres e formar um material com menos monômeros residuais e assim, com melhores características. Contudo, essa polimerização final com aumento de temperatura não é suficiente para eliminar todo o monômero residual constituinte no interior da resina.

Já a polimerização por micro-ondas é induzida por um campo eletromagnético, onde as moléculas são movidas pela alta frequência desse campo, que promove um aquecimento interno e o calor produzido é consequência de sua movimentação. Além disso, as resinas submetidas pela polimerização por micro-ondas possuem pouco monômero residual e as mesmas propriedades físicas das resinas processadas por método convencional de água aquecida. (CLERCK, 1987)

Nishi (1968) publicou o primeiro estudo em que se utiliza o forno de micro-ondas, descrito como “método de aquecimento dielétrico”, para polimerizar a resina acrílica, demonstrou que as propriedades físicas da resina foram tão satisfatórias quanto a da técnica com o método tradicional. A técnica em que se utiliza o forno de micro-ondas para polimerizar a base da prótese é a mais recente, e por meio dela, pôde-se processar a polimerização da resina acrílica em um menor período de tempo (20 minutos) em relação ao convencional banho de água (12h). Além disso, para a realização desse tipo de processamento, foi necessária a invenção de um tipo diferente da tradicional mufla metálica, pois esta não permite a penetração das ondas do micro-ondas para a cura da resina. (LIMA, 2006)

De acordo com Wallace et al., 1991, a principal vantagem do uso do micro-ondas seria na economia e ganho de tempo total, uma vez que a técnica é

mais simples, rápida e há maior facilidade de limpeza. Para o uso desse método, se utiliza uma mufla específica de fibra de vidro, que permite a passagem das radiações e não as refletem como as muflas metálicas tradicionais. (KIMURA, TERAOKA, SAITO, 1984) Contudo, os autores Levin, Sanders e Reitz (1989) citam como desvantagem, além da necessidade do uso de mufla especial para a técnica, o fato de a mesma ser frágil, passível de fratura após vários ciclos e possuir um valor mais caro.

Apesar de a técnica do micro-ondas possibilitar 90% de economia no tempo de processamento laboratorial, o seu uso deve ter um protocolo bem definido de tempo de irradiação, para não haver sub ou sobrecura da resina acrílica (GETTLEMAN, NATHANSON, MYERSON, 1977). Desse modo, muitos estudos sobre esse método estão sendo realizados, apresentando alguns resultados controversos (BOSCATO, DOMITTI, CONSANI, 2003)

### 3.2 DISCUSSÃO

O autor Barnabé no ano 2000, afirma em seu estudo que o principal objetivo de da confecção de próteses totais a um paciente desdentado é devolver ao indivíduo as funções básicas do sistema estomatognático (fonação, mastigação, deglutição, etc), através de uma reabilitação oral, que promova a boa interação entre as suas estruturas de maneira integrada.

Para que isso ocorra, o autor Ruffino (1984) e Cunha (2000) afirmam que a oclusão equilibrada é de fundamental importância para o bom funcionamento do sistema estomatognático. Pomilio, Campos-Junior, Tesdesco (1996) e Cunha (2000) completam que para que a oclusão seja saudável, é preciso haver múltiplos contatos bilaterais e simultâneos nas próteses totais e, em complemento a isso, Barnabé (2000) afirma a importância que o adequado posicionamento dos dentes artificiais têm para o conforto na utilização da prótese pelo paciente e para que possa ser devolvida a estética facial a ele.

A base protética de resina acrílica também possui papel importante para o sucesso da confecção da prótese, sendo fundamental que a mesma promova retenção, estabilidade e distribuição equilibrada de forças ao rebordo. (Barnabé, 2000) Além disso, é necessário haver uma ótima adaptação para que função, conforto e oclusão ideal sejam obtidos. (BARNABÉ, 2000; CHEVITARESE, CRAIG, PEYTON, 1962; LERNER & PEFEIFFER, 1964; SKINNER, 1949; SKINNER & COOPER, 1943)

Sabe-se que, a não obtenção de uma oclusão ideal ou a perda da mesma após a fase de acrilização final, pode causar problemas relacionados à articulação temporo-mandibular (ATM), sistema neuro-muscular, fibromucosa e rebordo residual. (CUNHA et al., 2000)

Dessa forma, complementando esse raciocínio, Oshiro, em 2007 e Rugh & Drago, em 1981, afirmam em seus trabalhos que a disposição incorreta dos dentes artificiais, promovendo um aumento ou diminuição na dimensão vertical de oclusão, pode afetar o indivíduo de algumas maneiras, promovendo alterações das relações condilares e oclusais. No primeiro caso, o paciente poderá sentir dor nos rebordos, tensão nos músculos da face e ruídos durante a fala; já no segundo caso, o paciente ficará com uma expressão envelhecida, com a metade inferior da face

comprimida, bochechas e lábios afrouxados e queixo protruído, trazendo assim, grandes prejuízos estéticos para o indivíduo.

Ainda seguindo a mesma linha de pensamento, os autores Cunha et al. (2000), Goodfriend (1933), Holt (1977) e Yamaguchi (2007) concluem que a mastigação anormal em portadores de prótese total, ocasionada principalmente pela confecção de próteses insatisfatória do ponto de vista de equilíbrio oclusal, pode resultar na busca pelo paciente por uma posição em que ele consiga ocluir todos os dentes ao mesmo tempo, à expensas de desvios mandibulares anormais ou alteração da posição das bases das próteses sobre o rebordo, fato que provoca desgaste excessivo da face oclusal dos dentes artificiais, promovendo assim, alterações na forma e posicionamento dos côndilos, alteração da posição dos discos articulares e alterações sucessivas da cavidade glenóide, que por fim podem ocasionar a disfunção temporo-mandibular (DTM).

Os autores Goodfriend (1933) e Yamaguchi (2006) afirmam ainda que os dentes artificiais são vulneráveis a desgastes provocados por falta de equilíbrio oclusal, podendo ocorrer desgastes e alterações dimensionais que contribuirão para a ocorrência de DTM.

O processamento da maior parte das próteses ocorre pelas técnicas de: inclusão de gesso, compressão de molde e polimerização por banho de água aquecida. (NOGUEIRA et al., 1999) Apesar dessas técnicas sempre amplamente utilizadas com êxito por muitos anos, é fato a ocorrência de alterações dimensionais que levam a remontagem dos modelos em articulador para ajuste oclusal. (CARLSSON, 1997)

A movimentação de dentes durante o processo de inclusão, já foi estudada e descrita por vários autores, bem como alguns fatores que promovem essa alteração de posicionamento (qualidade da resina, contração térmica de polimerização, porosidade, sorção e perda de água, tempo e método de polimerização, tempo de resfriamento, etc) (LECHER & THOMAS, 1994). Tais fatores são intrínsecos do material resinoso, porém resultam em trabalho extra de remontagem e ajuste oclusal, que podem acarretar na modificação e desconfiguração da anatomia dos dentes. (NOGUEIRA et al., 1999)

Na tentativa de solucionar os prejuízos causados pela polimerização da resina acrílica, novas técnicas foram implementadas e desenvolvidas através de pesquisas, como é o caso da polimerização através do micro-ondas, inclusão com

silicones e uso de sistemas de injeção da resina com mufla fechada. (BARNABÉ, 2000)

Com relação ao tipo de polimerização, o autor Phillips (1993) afirma que os tipos de polimerização variam entre técnica da bancada, para as resinas quimicamente ativadas, o método de banho em água aquecida (a resina é incluída na mufla e polimerizada por imersão em água aquecida por um determinado período de tempo), podendo ser de ciclo longo ou curto e mais recentemente a técnica em que a polimerização se dá por meio da energia de micro-ondas.

O processamento por energia de micro-ondas surgiu como uma alternativa ao convencional por banho de água, trazendo algumas vantagens, como tempo gasto na técnica, agilizando a rotina do laboratório, além de ser um método mais simples, prático e com facilidade de limpeza.

Em 1968, foi publicado por Nishi o primeiro estudo utilizando o forno de micro-ondas para polimerizar a resina acrílica, e em sua pesquisa, demonstrou que as propriedades físicas da resina foram tão satisfatórias quanto as da técnica com o método tradicional, não influenciando significativamente nos resultados finais, assim como os estudos realizados por Boscato, Domitti, Consani (2003), Costa et al. (2001), Levin et al. (1989), Rizzati-Barbosa & Nadin (2001) e Sanders (1991).

Apesar disso, o autor Zorn (2011) cita que a técnica do micro-ondas ainda possui algumas desvantagens, como alto custo e necessidade de muflas especiais, que são mais caras e menos resistentes.

Esse mesmo autor, conclui em seu trabalho que os processos de longa duração são responsáveis por menor formação de poros, tanto na técnica convencional, quanto por micro-ondas e os poros são responsáveis por promover menor resistência na base da prótese, e por isso, no micro-ondas, o uso por um tempo maior e com menor potência, resultará na formação de menos poros na base de resina.

Boscato discorreu pelos possíveis motivos de ter chegado a esse resultado, em seu estudo não levou em consideração a remoção da base da prótese total, fator que em outros estudos é tido como determinante para maior evidência da liberação das tensões induzidas pelo processamento (LATTA, BOWLES, CONKIN, 1990; RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, 1996) e a contração de polimerização pode ser compensada pela expansão térmica da resina acrílica.

O autor Almeida (1998) encontrou resultados em que as diferenças estatísticas das alterações dimensionais entre as técnicas de polimerização por micro-ondas ou convencional foram semelhantes.

Em contrapartida a isso, os autores Nelson, Kotwal, Sevedge em 1991, realizaram uma pesquisa onde compararam as alterações dimensionais da DVO, com o ciclo convencional e utilizando a energia de micro-ondas para polimerização de próteses totais, concluíram então que o grupo micro-ondas obteve resultados de alterações cinco vezes maiores que o grupo do ciclo tradicional, e, afirmam que apesar disso, os dois grupos apresentaram alterações dimensionais aceitáveis (menor que 1 mm). Esse resultado está em concordância com o encontrado pelos autores Arioli Filho et al. (1999). Ainda contrariando os resultados acima citados, o autor Barnabé (2000), avaliou comparativamente a movimentação de dentes com uso de micro-ondas e técnica convencional de banho de água aquecida, concluindo que o grupo micro-ondas produziu menores taxas de movimentações de dentes artificiais, resultado que está alinhado com os encontrados pelos autores Chen, Lacefield, Castleberry (1988), Kimura et al, (1983), Pitta (1997) e Polizois et al. (1987). Além disso, Kimura et al, em 1984, discorre sobre a adaptação da própria base também ser melhor com o uso do micro-ondas.

Aliado a isso, os autores Moreira-da-Silva, Bindo, Leão (2006) e Santos et al. (2007), ainda complementam que as principais vantagens do uso do micro-ondas seria: economia de tempo, facilidade de manipulação e limpeza e aquecimento rápido e homogêneo, o que resultaria em menores alterações dimensionais. Ainda sobre a energia de micro-ondas, Reitz, Sanders, Levin (1985) afirmam que condutas como submeter a prótese por maior tempo de irradiação, sob menor potência, produz resultados mais satisfatórios no que diz respeito à porosidade em locais mais espessos da resina.

O autor Zorn, 2011, concluiu que, em comparação ao tipo de ciclo convencional (curto ou longo), o longo a 75°C, promoveu uma menor contração. No ciclo curto, por consequência, houve a maior formação de poros e monômeros residuais, uma vez que, por ser realizado por um período de tempo menor, caso precise-se utilizar maiores temperaturas acima de 100°C, pode haver evaporação dos monômeros, formando assim maior quantidade de poros.

Em seu estudo sobre os ciclos longos, é preconizado colocar-se a mufla no fim do ciclo em água em ebulição a 100°C por 1 hora, para proporcionar

melhores propriedades à resina acrílica (dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, diminuição do monômero residual).

Alguns autores como Cunha, em 2000 e Souza, em 1987, pesquisaram a mufla HH (bimaxilar), na tentativa de diminuir o fator contração da resina e por consequência as distorções promovidas por ela e a movimentação dos dentes artificiais, na qual as duas PTs são acrilizadas simultaneamente, em relacionamento maxilar, com os dentes articulados. A explicação é que, como os dentes estão em oclusão, a resina ao sofrer distorção, não iria ocorrer a invasão do dente com seu antagonista, mantendo o relacionamento oclusal já determinado.

Damião et al., em 2003, buscando comparar seus resultados com os encontrados pelo autor acima citado, chegou às mesmas conclusões, onde confirma, que na técnica em que se utiliza a mufla HH, são produzidas próteses com menores distorções, obtendo valores de médias das diferenças totais do aumento de DVO de 0,0025 mm para mufla HH e 0,4258 mm para mufla específica para micro-ondas, sendo este portanto, um resultado bastante significativo.

Apesar disso, o mesmo autor relata que a técnica do micro-ondas com muflas próprias, também possui resultados satisfatórios, com presença de alterações de DVO dentro dos padrões aceitáveis.

Em contrapartida aos resultados obtidos pelos autores anteriormente citados, Santos, em 2010, em seu estudo da influência de diferentes tipos de muflas na movimentação de dentes de próteses totais superiores, ao comparar alterações nos dentes artificiais de prótese total com o uso de 3 tipos de muflas: mufla convencional, dupla e HH, teve parte da hipótese de que tipos diferentes de muflas poderiam influenciar o nível de movimentação dos dentes em próteses totais, rejeitada, visto que só foi encontrada diferença significativa na região de pré-molares, sendo que a mufla convencional apresentou menor movimentação em relação a mufla HH.

Joia (2006), ao comparar dentro do seu estudo os grupos com muralha de gesso com mufla monomaxilar e com mufla bimaxilar, obteve movimentações mais significativas com o segundo tipo. Isso pode ser explicado talvez pela necessidade de inserção de grande quantidade de gesso no espaço interno entre as próteses superior e inferior, causando assim maior distorção pelo material. (GRANT, 1962; SWEENEY & TAYLOR, 1951).

Ainda em seu estudo, Joia concluiu que entre os tipos de inclusão (muralha de gesso e silicone), o método que menos causou movimentações dentárias foi a inclusão com muralha de silicone e mufla bimaxilar, apesar de todos os métodos analisados terem provocado certo tipo de alteração dimensional e Reisbick (1972), em seu estudo, complementa o raciocínio explicando que no momento em que a resina sofre contração térmica, a flexibilidade do molde de silicone leva a uma menor formação de tensões entre a base e os dentes, gerando por consequência menores distorções após a desinclusão, pois há menos tensão para ser liberada, o que está em concordância com os autores Marcroft, Tecatem, Hurst (1961)

Outro fato que pode estar relacionado é a restrição promovida pela muralha de gesso, após sua completa presa, durante o processamento da prótese. No momento que os dentes estão contidos no gesso de inclusão, durante a contração térmica da resina, há a indução de tensões que, após a desinclusão, poderiam ser liberadas pela ausência da restrição à contração (BARCO-JUNIOR et al., 1979).

Já o autor DEL-BEL-CURY, 1998, afirma em seu estudo que o silicone não promove uma restrição tão efetiva dos dentes, e que o silicone laboratorial, apesar de resistente, possui certa flexibilidade, e poderia permitir uma mínima movimentação dos dentes no interior do molde durante o resfriamento da resina.

Apesar disso, Scaranelo et al. (2002) e Zakhary (1976) encontraram resultados melhores em inclusão com gesso, em relação à inclusão com silicone ao avaliar a movimentação dos dentes artificiais em próteses totais.

Em contrapartida, o autor Zanetti (1999), não encontrou resultados estaticamente significativos ao comparar a influência dos materiais de inclusão na movimentação dos dentes artificiais, assim como os autores Boscato et al., (2004), Mainieri, Boone, Potter (1980), Muench & Ueti (1974) e Tucker & Freeman (1971). Provavelmente, esse resultado estatístico não significativo tenha ocorrido porque as medidas das distâncias entre dentes foram realizadas logo após a demuflagem, sem retirar as próteses dos modelos de gesso. Para explicar esse fato, sabe-se que quando os dentes estão retidos no gesso de inclusão, durante a contração térmica da resina tem-se a indução de tensões complexas que, após a desinclusão, poderiam ser liberadas pela inexistência de restrição à contração (BARCO-JUNIOR et al., 1979).

Entretanto, mesmo que o uso do silicone como substituto à muralha de gesso na inclusão ainda seja discutido na literatura, é indiscutível as vantagens do mesmo relacionado à facilidade de execução, de demuflagem das próteses, economia do tempo, (BOSCATO et al., 2004) obtenção de superfícies mais limpas, melhor reprodutibilidade de detalhes, maior facilidade e velocidade do acabamento e polimento da mesma. (MARCROFT, TENCATE, HURST, 1961)

Em 1942, o autor Pryor, realizou um estudo, em que se utilizou de experimentos com próteses confeccionadas a partir de injeção dos moldes, com montagem em articulador, concluindo que com essa técnica, é possível se obter próteses resistentes, com pouca porosidade e alteração oclusal e boa adaptação no bordo posterior. Os autores Ghazali, Glantz e Randow (1988), concordam que a técnica por injeção produz próteses melhores considerando a deformação, comparadas com a técnica por compressão, porém em seu estudo esse resultado só é visto ao se utilizar resinas melhoradas. Além disso, o autor Barnabé (2000) afirma que a técnica com injetora de acrílico permite o manuseio da resina na fase mais próxima à plástica, tendo como resultado, próteses mais precisas.

Ainda sobre o mesmo tema, Sykora & Sutow, em 1993, também concordaram em seu estudo que as próteses submetidas à técnica de injeção apresentaram menores alterações dimensionais e ainda complementam que, as próteses que foram imersas em água após acabamento e polimento, apresentaram também menores resultados de alteração dimensional, quando utilizado o sistema de injeção, uma vez que a imersão recupera parte da contração sofrida pela resina acrílica no processo de polimerização.

Em discordância ao resultado acima exposto, os autores Skinner & Cooper (1943), pesquisaram sobre prensagem por compressão e por injeção em seu estudo e não encontraram diferenças significativas nos valores de contração de polimerização.

Com relação à prensagem por compressão, o autor Mahller (1951), em seu estudo, avaliou os efeitos da pressão interna da mufla na técnica convencional, durante os processos de prensagem na resina acrílica, concluindo que a viscosidade da resina acrílica, vai promover uma grande distribuição de estresse na prótese antes da polimerização ao se realizar o fechamento da mufla, criando uma grande resistência interna ao escoamento, ocorrendo com isso a movimentação dos dentes artificiais.

No estudo de Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952), que compara as técnicas de injeção e compressão dos moldes, discorre sobre alguns motivos que poderiam ter levado a alteração da dimensão vertical de oclusão na técnica convencional, como: excesso de resina no molde, fechamento da mufla muito rápido, impedindo o correto escoamento da resina, inclusão com gesso pedra e excesso de água na sua manipulação e a ausência da prensa com molas durante a polimerização, possibilitando a expansão do gesso.

Nos seus trabalhos, os autores Compagnoni (1981) e Peyton & Mich (1950) reiteram que o tempo de prensagem deve ser de pelo menos 1 hora (com a justificativa de alívio das forças internas que foram geradas no fechamento final da mufla e maior dissolução do monômero no polímero) já o autor Corrêa (1996) afirma que esse tempo deve ser de 15 horas.

O autor Barnabé (2000) comparou em seu trabalho prensagem por 1 e 12 horas e obteve melhores resultados (menor movimentação dental) quando o protocolo preconizado foi durante 1 hora.

O autor ainda sugere em seu trabalho que a movimentação de dentes pode ser influenciada pelo tempo de espera entre inclusão e prensagem e início da polimerização, fato que também é discutido por alguns autores que afirmam que um maior tempo de espera para o início da polimerização permite um maior escoamento da resina no interior do molde de gesso (PEYTON & MICH, 1950), promovendo assim um melhor nível de adaptação. (CONSANI ET AL., 2001; GOMES, MORI, CORREA, 1998) Essa medida tem o objetivo de alívio das forças internas que foram geradas ao final do fechamento da mufla (COMPAGNONI, 1981; PEYTON & MICH, 1950), promovendo melhor dissolução do monômero com o polímero e resultando em próteses mais precisas.

O autor Consani et al. (2001), estudou 4 grupos com relação a tempo pós prensagem: prensagem imediata, após 6 horas, após, 12 horas e após 24 horas. Seus resultados foram que não houveram diferenças significativas entre os grupos de prensagem imediata e após 6 horas, da mesma maneira que não houve entre os grupos de prensagem após 12 horas e após 24 horas. Contudo, pode ser observado que esse efeito torna-se mais evidente ao se comparar os tempos menores (imediate e 6 horas) com os mais longos (12 e 24 horas), existindo assim forte indício que a maior demora até o início da polimerização promove benefícios na estabilidade dimensional das bases das próteses. O próprio autor explica que a

melhor acomodação da resina na mufla, a liberação das tensões promovidas no momento do fechamento da mufla à resina e a maior diminuição dos monômeros residuais presente são processos que ocorrem de maneira vagarosa, por isso, os melhores resultados foram encontrados nos grupos com tempos mais longos. Além disso, o autor ainda explica que não houve diferença significativa e entre as 12 e 24 horas pois pode ter havido o esgotamento da liberação de monômeros residuais e relaxamento das tensões. Dessa forma, o autor concluiu então que o tempo pós prensagem deve estar situado entre 12 e 24 horas.

Em concordância com o autor acima citado, Sousa et al. (2003), em seu trabalho comparou o efeito do tempo pós prensagem imediato e após 24 horas. Os resultados foram positivos com menor desajuste de bases das próteses no grupo que utilizou maior tempo até o início da polimerização. Outro autor que obteve resultados semelhantes foi Gomes et al. (1998), o qual recomenda um tempo pós-prensagem de pelo menos 12 horas para que a resina reaja efetivamente.

Em contrapartida aos resultados encontrados pelos autores acima, os autores Consani (2000), Kimpara & Muench (1996), Padovan (2001) não obtiveram conclusões em que houve a influência do tempo pós-prensagem na contração da resina. Os autores explicam que alguns fatores como efeito da polimerização, esfriamento da mufla e liberação das tensões pós-prensagem foram mais determinantes e críticos na alteração da dimensão da base do que o tempo pós-prensagem em si.

Com relação ao tempo de espera para desinclusão, os autores Komiyama e Kawara (1998), compararam o tempo para desinclusão de 4 horas, 1, 3, 5 e 10 dias, obtendo resultados que afirmam que houve menor liberação de tensões e alterações dimensionais quando houve pelo menos 1 dia de espera para a desinclusão da prótese.

Os autores Caetano et al. (2012) e Damião et al. (2003) citaram que é importante salientar que as distorções ocorridas na etapa laboratorial das próteses totais, são inerentes aos próprios materiais utilizados e principalmente à resina acrílica, não sendo possível a completa eliminação de tais alterações no produto final.

Para tentar minimizar tais alterações já esperadas e recuperar o esquema oclusal favorável, os autores Cunha et al. (2000), Damião et al. (2003), Goiato et al. (2005), Lima (2019), Oshiro (2007) e Yamaguchi (2006) propõem a realização de

uma remontagem em articulador semi-ajustável e a execução de um ajuste oclusal após a acrilização final e antes da entrega da prótese ao paciente.

Sendo assim, mostra-se de grande relevância a contínua produção de estudos e pesquisas no intuito de melhorar e tornar cada vez mais a técnica e materiais menos propensos às alterações já esperadas ou com o mínimo de alterações possíveis. (CUNHA ET AL., 2000; YAMAGUCHI, 2006)

Quadro 1 – Quadro resumindo as vantagens, desvantagens e observações relacionadas às técnicas e materiais com maiores pontos positivos discutidos no trabalho.

Material/Técnica	Vantagens	Desvantagens	Observações
Silicone	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maior flexibilidade (menor tensão);</li> <li>- Facilidade na técnica;</li> <li>- Facilidade na demuflagem;</li> <li>- Economia de tempo;</li> <li>- Melhor reprodução de detalhes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Valor menos acessível;</li> <li>- Não promove restrição tão efetiva dos dentes;</li> <li>- Pode permitir uma mínima movimentação durante resfriamento da resina.</li> </ul>	Após desinclusão do gesso, há grande liberação de tensões produzidas pela restrição da muralha de gesso.
Mufla HH	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acrilização com modelos articulados;</li> <li>- Manutenção do relacionamento oclusal.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mufla mais específica.</li> </ul>	As alterações dimensionais não irão deixar de existir (distorção da resina), mas sim as movimentações dos dentes que ocorrem em menor escala (sem invasão do dente antagonista).
Prensagem por Injeção	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Permite que a resina seja manuseada na fase mais próxima à fase plástica.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aumento do custo.</li> </ul>	Caso seja trabalhada anterior a essa fase pode haver: maior porosidade e posterior à ela: dificuldade no fechamento da mufla e movimentação e quebra dos

			dentens.
Tempo pós prensagem de 12h	<p>Maior tempo de espera gera:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Melhor acomodação da resina no gesso;</li> <li>- Melhor nível de adaptação;</li> <li>- Alívio de forças internas;</li> <li>- Maior dissolução do monômero em polímero.</li> </ul>	- Maior tempo de trabalho.	O tempo de 12 horas é o suficiente para que haja o esgotamento da liberação dos monômeros residuais, obtendo-se a máxima conversão da resina dentro do possível, não sendo necessária a espera de 24h para isso.
Polimerização Microondas	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Técnica mais simples;</li> <li>- Maior rapidez;</li> <li>- Maior facilidade de limpeza;</li> <li>- Aquecimento rápido e homogêneo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aumento do custo;</li> <li>- Uso de mufla especial;</li> <li>- Mufla passível de fratura;</li> <li>- Necessidade de protocolo bem definido para não haver sub ou sobrecura.</li> </ul>	Pode ser utilizado por maior tempo em potência menor.
Ciclo longo	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Menor formação de poros;</li> <li>- Maior resistência;</li> <li>- Menor deformação.</li> </ul>	- Maior tempo da técnica.	Colocar a mufla no final do ciclo em água em ebulição a 100 °C melhora as propriedades da resina, pois promove nova agitação das moléculas.

#### 4 CONCLUSÃO

As alterações ocasionadas pela fase laboratorial da prótese total relacionadas à alteração dimensional da base da prótese e à ocorrência de movimentação dos dentes artificiais são inevitáveis, independente da técnica utilizada, podendo ocorrer em maior ou menor intensidade dependendo do protocolo e material utilizado, contudo, não podem ser completamente eliminadas.

Para que haja maior taxa de sucesso na confecção de uma prótese com oclusão equilibrada e bem adaptada, minimizando ao máximo os prejuízos inerentes às distorções, é imperativo que as próteses após acrilizadas sejam remontadas em articulador semi-ajustável e que se realize os ajustes oclusais necessários para tal, antes da entrega da prótese ao paciente.

Além disso, é importante que os estudos a respeito dos métodos, protocolos e materiais de processamento continuem sendo realizados, visando sempre ter um protocolo de maior excelência e com menores distorções.

## REFERÊNCIAS

ABREU, R. T. **Influência de gessos de inclusão e tempo pós-prensagem na adaptação de bases de prótese total superior polimerizadas com energia de micro-ondas.** 2002. 98f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2002.

ATKINSON, H.F.; GRANT, A.A. An investigation into tooth movement during the packing and polymerizing of acrylic resin denture base materials. **Austr. dent. J. Sydney**, v.7, n.2, p.101-108, apr. 1962.

BARCO-JUNIOR M. T. et al. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - An in vitro and in vivo study. **J Prosthet Dent.** v.42, n.1, p.17-22, 1979.

BARNABÉ, W. **Processamento de próteses totais. Influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais.** 2000, 104f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

BOMBONATTI, P. E.; PELLIZZER, A. J.; VIEIRA, D. F. Influência do forramento da mufla com espuma de plástico na alteração da posição relativa dos dentes de uma base de dentadura. **Rev. Fac. Odontol.** Araçatuba, v.7, n.1, p.113-117. 1978.

BOSCATO, N.; DOMITTI, S. S.; CONSANI, S. Efeito dos métodos de polimerização sobre o deslocamento dental em prótese total superior. **Cienc. Odontol. Bras.** v.6, n.4, p.54-59, out./dez. 2003.

BOSCATO, N. et al. Movimentação dental linear em prótese total superior em função dos materiais de inclusão. **Rev. Fac. Odontol.** Passo Fundo, v.9, n.1, p.92-96, jan./jun. 2004.

CAETANO, C. R. et al. Movimentação de Dentes em Prótese Total: Revisão da Literatura. **J. Oral Invest.** v.1, n.2, p.1-7, 2012.

CARLSSON, G. E. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. **J. prosth. Dent.** v.79, n.1, p.17-23, jan. 1997.

CARVALHO, J. C. M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. São Paulo**, v.10, n.1, p.127-132, jan./jun. 1972.

CHEN, J.C., LACEFIELD, W.R., CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dent. Mater.** Washington, v.4, n.1, p.20-24, apr. 1988.

CHEVITARESE, O.; CRAIG, R. G.; PEYTON, F. Properties of various types of polymerization of acrylic resins and its applications for denture. **J. prosth. Dent.** v.12, n.4, p.711-719, july./aug. 1962.

COMPAGNONI, M. A. **Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas.** Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão. 1981. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1981.

CONSANI, R.L.X. et al. Denture base adaptation with influence of technicians. **Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol.** São José dos Campos, v.3, n.1, p.74-80, jan./jun. 2000.

CONSANI, R. L. X. et al. Effect of acrylic resin post-pressing time on the dimensional alteration of complete denture base. **Pesqui. Odontol. Bras.** v.15, n.2, p.112-118, abr./jun. 2001.

CONSANI, R. L. X. et al. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the conventional cycle in relation to postpressing times. **Braz. Dent. J.** v.15, n.1, p.63-67, 2004.

COSTA, S.C. et al. Comparação no posicionamento dentário, observado em próteses totais, utilizando-se três técnicas de prensagem. **Arquivos em Odontologia.** Belo Horizonte, v.34, n.1, p.61-68, jan./jun. 2001.

CORRÊA, G. A. et al. **Prótese total híbrida.** São Paulo: Santos, 1996, p.134.

CRAIG, R. G. **Restorative dental materials.** 10. ed. St Louis: Mosby, 1997. 584 p.

DA CUNHA, V. P. P. et al. Alterações do plano oclusal durante o processamento laboratorial de próteses totais: revisão da literatura. **Rev. biociênc.** Taubaté, v.6, n.1, p.41-47, jan./jul. 2000.

DA CUNHA, V. P. P. **Avaliação da estabilidade oclusal de próteses totais em relação à dimensão vertical de oclusão, em função de dois tipos diferentes de muflas.** 2000. 129f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2000.

DAMIÃO C. F. et al. Estudo do deslocamento de dentes artificiais frente à alteração dimensional de base de resina acrílica polimerizada por micro-ondas. **Rev. biociênc.**, Taubaté, v.9, n.1, p.69-75, jan./mar. 2003.

DE ALMEIDA, M. H. W. **Efeito da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação de bases de prótese total superior.** 2001. 137f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

DE ALMEIDA, M. H. W. **Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total.** 1998. 129f. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1998.

DE CARVALHO A. L. A.; COMPAGNONI, M.A.; BARBOSA, D.B. The influence of polymerization cycle on occlusion vertical dimension of complete dentures. **PGR-Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol.** São José dos Campos, v.4, n.3, set./dez. 2001.

DE CLERCK, J. D. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prosthesis. **J. prosth. Dent.** V.57, n.5, p. 659-668, may. 1987.

DEL-BEL-CURY, A. A., **A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de micro-ondas.** Piracicaba, 1998. 87p. Tese (Livre docência em Prótese Parcial Removível) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

DE LIMA, A. P. B. **Avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente da prótese total de resina acrílica ativada termicamente, processada em forno micro-ondas, por meio da imagem digital.** 2006, 191f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

DE LIMA, A. B. L. **A interferência dos procedimentos laboratoriais na estabilidade dimensional das próteses totais.** 2019, 42f. Monografia (Bacharel em

Odontologia) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2019.

GETTLEMAN, L.; NATHANSON, D. M. D.; MYERSON, R. L. Effect of rapid curing procedures on polymer implant materials. **J. Prosthet. Dent.** v.73, n.1, p.74-82, 1997.

GHAZALI, S. E.; GLANTZ, P.; RANDOW, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. Influence of processing techniques of acrylate-based polymers. **Acta. Odont. Scand.** v.46, n.5, p.287-295, 1988.7

GOIATO, M. C. et al. Estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois silicones utilizados para o processamento de próteses totais através da análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. **Cienc. Odontol. Bras.** Araçatuba, v.8, n.2, p.60-69, abr./jun. 2005.

GOMES, T. et al. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. **Rev. Fac. Odontol. São Paulo.** São Paulo, v.12, n.2, p.181-187, abr./jun. 1998.

GOMES, T., MORI, M., CORREA, G. A. **Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível.** São Paulo: Ed. Santos, 1998. 65p.

GOMES, T. **Sistema Tomaz Gomes de caracterização de resina acrílica termopolimerizável para microondas e técnica convencional.** Pirassununga: Dental Vípi, 1998. 28p.

GOODFRIEND, D. J. Symptomatology and treatment of abnormalities of the mandibular articulation. **Dent. Cosmos.** v.75, n.9, p.844-848, 1933.

GOODKIND, R. J.; SCHULTE, R. C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.24, n.6, p.662-668, dec. 1970.

GRANT A. A. Effect of the investment procedure on tooth movement. **J. Prosthet. Dent.** v.12, n.5, p.1053-1058, 1962.

GRUNEWALD, A. H.; PAFFENBARGER, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding processo n some properties of denture resins. **J. Amer. Dent. Ass.** v.44, n.3, p.269-283, mar. 1952.

HARDY, F. Comparison of fluid resin and compression molding methods in processing dimensional changes. **J. prosth. Dent.** St Louis, v.39, n.4, p.375-377, apr. 1978

HOLT, J.E. Research on remounting procedures. **J. Prosthet Dent.** v.38, n.3, p.338-341, 1977.

JOIA, F. A. **Movimentação dental linear em prótese total superior e inferior em função de diferentes técnicas de inclusão.** 2005, 107f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2005.

KIMURA, H. et al. Application of microwave for dental technique (Part I). Dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.** v.23, p.443-449, aug. 1983.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.** v.24, p.21-29, dec. 1984.

KIMPARA, E. T.; MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. **Rev. Fac. Odontol. São Paulo**, São Paulo, v.3, n.2, p.110-114, abr./jun. 1996.

KOMIYAMA, O.; KAWARA, M. Stress relaxation of heat\_activated acrylic denture base resin in the mold after processing. **J. Prosthet. Dent.** v.79, n.2, p.175-181, 1998.

LATTA G. W. JR.; BOWLES, W. F. 3RD; CONKIN, J. E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. **J. Prosthet. Dent.** v.63,n.6, p.654-661, 1990.

LECHER, S. K.; THOMAS G. A. Changes caused by processing complete mandibular dentures. **J. prosth. Dent.** v.72, p.606-13, sept. 1994.

LERNER, H.; PEFEIFFER, K. R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J. Prosth. Dent.** v.14, n.2, p.294-297, mar/apr. 1964.

LEVIN, B.; SANDERS, J. L.; REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.61, n.3, p.381-383, mar. 1989.

MAHLER, D. B. In articulation of complete denture processed by compression molding technique. **J. Prosthet. Dent.** Saint Louis, v.1, n.5, p.551-559, oct. 1951.

MAHLER, K.B.; ASGARZADETH, K. The volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. **J. Dent. Res.** Chicago, v.32, p.354-361, jun. 1953.

MAINIERI, E. T.; BOONE, M. E.; POTTER, R. H. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.44, n.4, p.368-373, oct. 1980.

MARCROFT, K. R.; TENCATE, R. L.; HURST, W. W. Use of silicone rubber mold technique for processing. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.11, n.4, p.657-664, july./aug. 1961.

MARTINS, E. A.; GALVÃO, S., Alterações nas bases de dentaduras de resina. **Rev. Fac. Odont. P. Alegre.** Porto Alegre, v.4, p.151-161, 1962.

MOREIRA-DA-SILVA, S. M. L.; BINDO, M. J. F.; LEÃO, M. P. O Uso de energia de micro-ondas para polimerização de resinas ac/rílicas. **Rev. Dens.** v.14, n.1, p.11-21, 2006.

MUENCH, A.; UETI, M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. **Revta. Fac. Odont.** São Paulo, v.12, n.1, p. 131-138, jan./jun. 1974.

NEGREIROS WA. **Estudo do deslocamento dental linear em próteses totais processadas em diferentes ciclos de polimerização e tempos pós-prensagem.** 2008, 44f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 2008.

NELSON, M.; KOTWAL, K. R.; SEVEDGE, S. R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. Prosth. Dent.** St. Louis, v.65, n.2, p.306-308, feb. 1991

NISHI, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. **J. Osaka dente.** v.2, p.23-40, feb. 1968.

NOGUEIRA, S. S. et al. Comparison of accuracy between compression and injection-molded complete dentures. **J. prosth. Dent.** v.82, n.3, p.291-300, sept. 1999.

OSHIRO, A. **Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão (DVO) em dentaduras completas variando-se a fase de inserção da resina acrílica para micro-ondas em mufla e utilizando-se a técnica do propiciador de espaço.** 2007, 85f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. Bauru, 2007.

PADOVAN, S. H. M. **Efeito do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica QC-20 em diferentes ciclos de polimerização.** 2001, 122f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 2001.

PADOVAN, S. H. M. **Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica qc-20.** 2011, 129f. Tese (Mestrado em clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

PERLOWSKI, S. A. Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.3, n.4, p.497-499, july, 1953.

PEYTON, F. A.; MICH, A. A. Packing and processing denture base resins. **J. Amer. Dent. Ass.** v.40, p.520-528, may. 1950.

PHILLIPS, R. W. Cap 10 Química das resinas Sintéticas, Cap 11 Resinas para Base de Dentadura: Considerações Técnicas e Resinas diversas. In:\_\_\_\_\_. **Materiais Dentários de Skinner.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. P. 91-102, 103-123.

PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v.80, n.6, p.1309-1314, jun, 1970

PITTA, M. S. S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes do polimento.** 1997. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1997.

POLYZOIS, G.L. et al. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v. 57, n. 5, p. 639-647, may, 1987.

POMILIO, A.; CAMPOS JÚNIOR, W. M.; TEDESCO, A. C. Alterações dimensionais da prótese total - na base e nos dentes de dentaduras inferiores. **RGO.** v.44, n.2, p.77-79, mar./abr. 1996.

PRYOR, W. J. Injection molding of plastics for dentures. **J. Amer. Dent. Ass.** v.29, n.11, p.1400-08, aug. 1982.

REISBICK, M. H. Silicone as a denture mold liner. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.26, n.4, p.382-386, 1972.

REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.** v.6, n.8, p.547-551, aug. 1985.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M., DALLARI A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização: análise da variação do ângulo das cúspides do primeiro molar superior. **RGO.** v.44, n.2, p.83-86, 1996.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; NADIN, P. Análise da movimentação de dentes de próteses totais polimerizadas com energia de microondas em função da sorção de água: influência da pressão e temperatura. **R. Fac. Odontol.** Porto Alegre, v.43, n.2, p. 41-44, dez. 2002.

RUFFINO, A.R. Improved occlusion anatomy of acrylic resin denture teeth. **J. Prothet. Dent.** v.52, n.2, p.300-302, aug. 1984.

RUGH, J. D.; DRAGO, C. J. Vertical dimensions: a study of clinical rest position and jaw muscle activity. **J. Prothet. Dent.** St. Louis, v.45, n.6, p.670-675, jun. 1981.

SANDERS, J. L. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int.** Berlin, v.22, n.3, p.181-186, mar.1991.

SANTOS, M. B. F. **Influência de diferentes tipos de muflas na movimentação de dentes de próteses totais superiores.** 2010, 39f. Dissertação (Mestrado em Clínica

Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2010.

SANTOS, P. H. et al. Energia de micro-ondas: Efeito na estabilidade dimensional de resinas acrílicas. **Revista de odontologia da Universidade**. São Paulo, v.19, n.1, p.84-89, 2007.

SCARANELO, R. M. et al. Influência dos moldes de gesso forrados com silicone e da pressão exercida no fechamento da mufla, na adaptação de prótese total polimerizada por energia de microondas. **Revta. PCL**. v.4, n.19, p.229-233, 2002.

SHEPARD, W.L. Denture bases proced from a fluid resin. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.19, n.6, p.561-572, jun. 1968.

SHIPPEE, R. W. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.11, n.6, p.1080-1085, nov./dec. 1961.

SKINNER, E. W. Acrylic resins: na appraisal of their use in dentistry. **J. Am. Dent. Ass.** Chicago, v.39, n.3, p.261-268, sept. 1949.

SKINNER, E. W.; COOPER, E. N. Physical properties of denture resins. Part I. curing shrinkage and water sorption. **J. Amer. Dente. Ass.** v.30, n.23, p.261-268, sept. 1943.

SOUSA, R. L. S. et al. Adaptação das bases de prótese total superior em função de tempos pós-prensagem da resina acrílica. **Rev. Faculd. de Odont.** Passo Fundo, v.8, n.2, p.76-79, jul./dez. 2003.

SOUZA, H. R. Mufla HH: Instrumento utilizado para minimizar os desajustes oclusais das próteses totais. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.** v.41, n.5, p.270–274, set./out. 1987.

SWEENEY, W. T.; TAYLOR, D. F. Dimensional changes in dental stone and plaster. **J. Dent. Res.** v.29, n.6, p.749-755, 1950.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Improved fit of maxillary complete dentures processed on high expansion stone casts. **J. Prosthet.. Dent.**, Halifax, v.77, n.22, p.205-208, feb. 1997.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal: Influence of processing technique, palate shape and immersion. **J. oral. Rehab.** v.20, p.19-31, 1993.

TUCKER, K. M.; FREEMAN, B. J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.25, n.2, p.206-210, 1971.

WESLEY R. C. et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. **J. Prosthet. Dent.** v.29, n.1, p.46-53, 1973.

YAMAGUCHI, F. J. **Avaliação dos efeitos da alteração dimensional de resinas para base de próteses totais submetidas a diferentes técnicas de processamento avaliados ao nível condilar.** 2006, 164f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2006.

ZAKHARI, K.N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.36, n.5, p.501-509, nov. 1976.

ZANETTI GR. **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de micro-ondas.** 1999, 148f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

ZANI, D.; VIEIRA, D. F. A comparative study of as a separating medium for dentures processing. **J. prosth. Dent.** St. Louis, v.42, n.2, p.386-391, 1979.

ZORN, L. H. C. **Técnicas de processamento da base protética: convencional/micro-ondas.** 2011, 59f. Tese (Mestrado em Medicina Dentária) – Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2011.