FLAVIO JUN YAMAGUCHI

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE
RESINAS PARA BASE DE PRÓTESES TOTAIS SUBMETIDAS A
DIFERENTES TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO AVALIADOS AO
NÍVEL CONDILAR**

São Paulo

2006

Flavio Jun Yamaguchi

**Avaliação dos efeitos da alteração dimensional de resinas para
base de próteses totais submetidas a diferentes técnicas de
processamento avaliados ao nível condilar**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo para obter o título de
Doutor, pelo Programa de Pós Graduação em
Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae

São Paulo

2006

Folha de aprovação

Yamaguchi FJ. Avaliação dos efeitos da alteração dimensional de resinas para base de próteses totais submetidas a diferentes técnicas de processamento avaliados ao nível condilar [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo __/__/____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a).. Dr(a). _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a).. Dr(a). _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Agradeço sem hesitar, em nenhum momento, a uma pessoa ilustre que sempre me apoio, lutou e conseguiu realizar muito dos seus e dos meus sonhos. À **minha mãe Clara Yumi Ogino**.

Aos meus avós **Midori Ogino** e **Kazumi Ogino (in memorian)**, que foram muito mais que avós. Foram pais de verdade também. E que sem eles não poderia estar aqui. Muito obrigado!!!

Ao meu irmão **Cláudio Akira Yamaguchi**, que sempre foi o irmão mais velho que sempre me apoio, me orientou e que sempre será o verdadeiro nitchan.

AGRADECIMENTOS

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo Prof. **Dr. Carlos de Paula Eduardo.**

Ao presidente da Comissão de Pós Graduação Prof. Dr. **Reinaldo de Britto Dias.**

À **CAPES** pelo bolsa de estudos, possibilitando assim a execução e conclusão desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. **Atlas Edson Moleros Nakamae**, pelo constante esforço em me fazer enxergar o propósito da vida. Pela paciência, pelas broncas e por tudo que uma pessoa pode fazer pela outra no intuito de ensinar. Mais do que um professor, foi por muitas vezes um pai.

À Profa. Dra. **Regina Tamaki**, que por muitas vezes fez com que eu não desistisse. Por seus conselhos, orientações e pela grande amizade que se formou entre nós.

À Profa. Dra. **Maria Cecília Milluzzi Yamada**, por deixar ocupar um espaço tão grande em sua sala pela convivência diária e pela amizade. E por ter sido a presidente da Comissão de Pós Graduação.

Ao Prof. Dr.**Roberto Nobuaki Yamada**, por ter sido a pessoa que me incentivou a trilhar os caminhos pela Prótese. Por ter sido o responsável pelo meu ingresso no Departamento de Prótese. Serei eternamente grato a isso.

Ao Prof. Dr.**Vyto Kiausinis**, pela convivência e comentários sempre pertinentes .

Aos professores aposentados **Zlata** e **Gerson** e à professora **Malu** que sempre demonstraram muito carinho pela minha pessoa.

Aos **Professores** do Departamento de Prótese da FOU SP

Ao Prof. Dr. **Carlos Gil**, Chefe do Departamento de Prótese da FOU SP.

Às secretárias do Departamento de Prótese da FOU SP, **Sandra** , **Coraci**, **Val**, e **Regina**.

Aos **técnicos** do Departamento de Prótese da FOU SP, em especial a duas figuras que foram muito importantes na realização do experimento **Luis Cláudio Rodruigues Carvalho** e **Ana Paula Reingruber Carvalho** .

Aos **colegas** de Pós graduação que ingressaram na turma de 2002

Aos que convivem diariamente na disciplina de Prótese Total da FOU SP, **Ricardo**, **Eder**, **Paulo Mazini**, **Karin Hitomi**, **Roger**, **Tatiana Yuri**, **Carol**, **Caju**, **Victor** e aos monitores.

À pessoa que foi muito especial desde a época de monitoria e que sempre me motivou a terminar a tese nos momentos difíceis, à **Tatiana de Carvalho Guarnieri**. Agradeço de coração!!!!

Ao **Ricardo Jun Furuyama** que sempre se mostrou solícito nos momentos em que precisei e que se tornou um grande amigo. Muito Obrigado!

Aos meus **Tios e Primos** que me apoiaram desde pequeno.

Aos meus grandes amigos **Cristiano, Eric, Bettin, Ana Carolina Kadowaki, Ana Paula Kamiyama, Rodrigo Takeo, Carol, Caroline Miyazaki, Marjorie, Eduardo Guenji e Lucineti** que sempre valorizaram os meus estudos e que sempre foram grande amigos nos momentos em que mais precisei.

À **Soraya Onishi**, uma pessoa por quem tenho a maior admiração pela amizade e que foi uma das responsáveis pelo meu ingresso na Prótese Total.

Ao Serviço de Documentação Odontológica da FOUSP, em especial à **Aguida Feliziani**.

À **VIPI DENTAL DENTAL** e à **Clássico Artigos Odontológicos** pela disponibilização dos materiais para a pesquisa.

À **Kyara Midori Tanaka** uma pessoa muito especial que nestes últimos tempos mostrou o quanto devemos ser compreensivos e que existem diferenças entre as pessoas. Pela sua capacidade de lutar e por ter uma energia infinita. Tenho a maior admiração por vc. Obrigado!!!!

Yamaguchi FJ. Avaliação dos efeitos da alteração dimensional de resinas para base de próteses totais submetidas a diferentes técnicas de processamento avaliados ao nível condilar [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar as alterações dimensionais de resinas acrílicas submetidas a diferentes tipos de processamento avaliados ao nível condilar. As condições experimentais foram introduzidas em três etapas. Na etapa A, as resinas acrílicas (Clássico, Ondacryl, Acron MC, Lucitone e QC-20) foram incluídas em muflas contendo muralha de gesso, prensadas na fase plástica e submetidas a cinco ciclos de acrilização. Na etapa B, as resinas acrílicas utilizadas foram a QC-20 e a Lucitone, utilizando três tipos de muralha (gesso, silicone (ZETALABOR) e filme de silicone (VIPISIL)), e duas fases de reação química da resina acrílica na prensagem (fluida e plástica). Na etapa C, foi utilizada a resina Acron MC com dois ciclos de polimerização (90W por treze minutos e 500W por três minutos) variando-se, ainda, o tipo de muralha como na etapa B. Para o estudo, foram confeccionadas 5 próteses totais para cada grupo. Ao final, obtiveram-se 23 grupos totalizando 115 próteses totais superiores. Mediu-se a variação posicional do ramo superior do articulador *TT* antes e após os processamentos, tendo por base a orientação oclusal da máxima intercuspidação. Tal variação foi registrada através de gesso tipo IV vertido em espaço ao redor das esferas condilares, previamente providos por meio de espaçadores utilizados antes do processamento. Foram medidas três distâncias em cada esfera condilar (superoinferior, anteroposterior e mediolateral) resultando em 690 medidas que variaram de 0 a 3 mm, com média de 0,79 mm e desvio padrão de 0,59 mm. Ocorreu alteração em 687 medidas, sendo que houve diferença entre os

grupos, estatisticamente significativa, principalmente para a distância anteroposterior do lado esquerdo, na variável resina. Conclui-se que, as alterações dimensionais de resinas alteraram as posições das esferas condilares.

Palavras-chave: Resina acrílica; Acrilização; Prótese total.

Yamaguchi FJ. Evaluation of the dimensional changes of acrylic resin for complete denture submitted to different types of processing evaluated to the level of the condyle [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP;2006.

ABSTRACT

The objective of this study is to evaluate the dimensional acrylic resin alterations submitted to different types of processing evaluated to the level of the condyle. The experimental conditions were introduced in three stages. In stage A , the acrylic resins (Classic, Ondacryl, Acron MC, Lucitone and QC-20) were enclosed in flasks contend plaster wall, pressed in the plastic phase and submitted to five cycles of acrylization. In stage B, the QC-20 and the Lucitone were used with three types of wall (plaster, silicone (ZETALABOR) and silicone film (VIPISIL)), and with two phases of chemical reaction of the acrylic resin (fluid and plastic). In stage C, the resin Acron MC with two cycles of polymerization was used (90W for thirteen minutes and 500W for three minutes) by changing the type of wall as in stage B. For the study, 5 complete dentures for each group were made. At the end of the experiment, 23 groups were obtained, totalizing 115 superior complete dentures. Positional variation of the upper member of the articulator T.T.was measured before and after the processing, based on the maximum intercuspitation orientation. Such variation was registered by using plaster type IV shed in the space around of the condyle spheres, previously provided by means of spacers used before the processing. Three distances in each condyle sphere were measured (superoinferior, anteroposterior and mediolateral) resulting in 690 measures that varied from 0 to 3 mm, with average of 0,79 mm and shunting line standard of 0,59 mm. An alteration in 687 measures occurred and there was difference between the groups statistically significant, mainly for the anteroposterior distance on the left side. The conclusion

was that the dimensional resin alterations modified the positions of the condyle spheres

Word-key: Acrylic resin; Acrilization; Complete dentures

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1 Alterações Dimensionais.....	17
2.2. Alterações dimensionais: gesso.....	36
2.3. Problemas articulares.....	37
3 PROPOSIÇÃO	45
4 MATERIAL e MÉTODOS.....	46
4.1 Material, instrumental e Aparelhos.....	46
4.2 Método.....	47
4.3 Fase de Prensagem.....	55
4.3.1 Inclusão no gesso.....	55
4.3.2 Fase de Presagem da Resina Acrílica.....	59
4.4 Mensuração dos calços.....	63
5 RESULTADOS.....	69
6 DISCUSSÃO.....	108
6.1 Alterações Dimensionais.....	108
6.2 Alterações dimensionais: gesso.....	114
6.3 Problemas articulares.....	118
7 CONCLUSÕES.....	120
REFERÊNCIAS.....	121
APÊNDICES.....	128

1 INTRODUÇÃO

A confecção de uma prótese total bimaxilar é um tratamento que visa substituir todos os dentes ausentes do arco dental e as partes circunvizinhas. O objetivo da substituição dos elementos ausentes é de restituir a função, a estética e a saúde do órgão de mastigação, favorecendo a manutenção desse órgão em condições normais, por maior tempo possível, segundo Tamaki (1983).

Dessa forma, a confecção de uma prótese total deve obedecer a critérios rigorosos para que não ocorram alterações prejudiciais ao sistema estomatognático de um indivíduo. A articulação temporo mandibular, juntamente com a musculatura, o sistema nervoso e os dentes formam este complexo sistema que possibilita um indivíduo falar, se alimentar e se expressar.

As próteses totais são compostas, na maioria dos casos, por resinas acrílicas e dentes artificiais que são vulneráveis ao desgaste e a alterações dimensionais que podem contribuir com a causa de distúrbios temporo-mandibulares (DTMs).

Segundo Goodfriend (1933) as anormalidades da articulação temporo mandibular (ATM) são geralmente causadas por um mecanismo de mastigação anormal, levando a alterações de forma e posição dos côndilos, alterações no posicionamento dos discos articulares e progressivas alterações nas cavidades glenóides muitas vezes indolores que levam às DTMs.

Sendo assim, a busca por processos cada vez mais eficientes na confecção de uma prótese total deve ser rigorosamente pesquisado para reduzirmos ao máximo problemas oclusais que possam gerar as DTMs. E um dos fatores que

mais atinge a prótese total é a estabilidade dimensional das resinas e alterações que são ocasionadas durante o processamento laboratorial.

Taylor (1941) relatou como se determina a formação da cadeia polimérica onde, o etileno cujo radical seria uma molécula de ácido acrílico é incorporado a grupo metila e neste, obtém-se o ácido metilacrilico, que tem como éter, o metacrilato. A polimerização é catalisada por agentes oxidantes como o peróxido de hidrogênio ou peróxido de benzoila e, inibida por desoxidantes como o a hidroquinona e o pirogallol. O autor citou alguns pontos importantes a serem respeitados na etapa laboratorial como: compressão suficiente de material no ato de prensagem, na fase plástica, sendo que esta prensagem deve ser feita de forma lenta e gradual e, controle rigoroso da temperatura, sobretudo para os casos onde a espessurado material é maior, a fim de minimizar os efeitos indesejáveis, como a presença de porosidades.

Skinner (1949) demonstrou que as resinas sofrem contração de polimerização durante a fase de cura, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas devido ao aumento da temperatura ocorrida durante esta fase. E afirmou ainda que as resinas sorvem água e expandem o seu volume após o processamento quando armazenadas no interior de líquidos.

A Disciplina de Prótese Total da FOUSP sempre tem buscado a excelência para reabilitação oral do desdentado completo. Sendo que Tamaki (1983) em seus estudos sobre relações maxilo-mandibulares encontrou três tipos de oclusão e a partir disso concebeu o articulador "T.T." (totalmente ajustável) em 1978. Como complemento ao articulador, em 1977, desenvolveu o pantógrafo e, em 1987, o arco facial cinemático para a obtenção do registro dos movimentos mandibulares.

A partir desses aparelhos, as pesquisas na área sobre a oclusão têm despertado interesse nos pesquisadores da área. Entre os temas estudados pode-se destacar: a obtenção da curva de compensação individual tanto em paciente edentado completo como dentado; ajustes dos dispositivos condilares quanto à angulação da trajetória ântero-posterior dos côndilos através da curva de compensação individual; eixo terminal de rotação da mandíbula; considerações sobre as posições de relação central e oclusão; influência do ângulo de Fischer na curva de compensação; ângulo de Bennett e trajetória bordejante dos côndilos de balanceio, estudo da angulação do arco gótico.

Devido à necessidade de estudos que observem o efeito do tratamento protético sobre a Articulação Temporomandibular, este presente trabalho tem o intuito de analisar, com o auxílio de um articulador totalmente ajustável, a posição dos côndilos em relação aos estojos condilares após o processamento de uma prótese total submetida ao mais variados tipos de ciclos térmicos e prensagens.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Alterações Dimensionais

Harman (1949) estudou as propriedades das resinas acrílicas utilizando como variáveis o tempo e a temperatura de polimerização, assim como o tamanho dos corpos de prova. Os ciclos de polimerização empregados foram de 71 °C por 2 horas e meia; o segundo ciclo partiu da temperatura ambiente aos 100°C em uma hora, sendo deixado nesta condição por 15 minutos; e um terceiro ciclo onde se mantinha a 71 °C por duas horas e meia e em fervura por 15 minutos. As avaliações quanto às alterações dimensionais e alteração de peso foram monitoradas por 19 meses. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais estão em torno de 0,1%, com os corpos de prova armazenados em água à temperatura de 37 °C ao final de 19 meses. Concluiu também que o grau de polimerização alcançado depende, além do tempo e da temperatura de polimerização, do tamanho dos corpos de prova. Como a resistência transversa é determinada pela extensão da polimerização, para verificar esta propriedade deve-se estabelecer o tamanho dos corpos de prova.

Schweitzer (1947) afirmou que concluída a fase de polimerização da resina acrílica e antes da remoção da prótese total do modelo, este deva ser novamente assentado em sua posição original do articulador, para que a oclusão seja reexaminada e corrigida para prevenir erros que possam advir após o processamento das bases de próteses totais.

Caul e Schoonover (1949) desenvolveram um método para avaliar o grau de polimerização das resinas acrílicas para bases de dentaduras utilizando a solução de IODINE MONOCLORÍDRICO, que permite a determinação do peso molecular. Nesta pesquisa os ciclos de polimerização empregados foram os de 75 C por duas horas e meia e aquele onde se demoraram 90 minutos para atingir temperatura de 100 C, a qual foi mantida por um período de 45 minutos. Os resultados mostraram uma superioridade, quanto ao grau de polimerização nas resinas que receberam o ciclo a 100 C por 45 minutos. Foi constatado também que diversos polímeros de resina antes da polimerização apresentaram um peso molecular de 3500 a 36000 e após a polimerização indicada pelo fabricante, as resinas podem atingir valores como 8000 a 39000, e que a presença de impurezas na resina não permite uma boa polimerização. Os autores constataram também que as temperaturas chegam a 140°C nas regiões mais espessas e a 110°C nas regiões mais finas como o palato.

Skinner (1949), em uma revisão das características físico-químicas das resinas, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de polimerização, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas devido ao aumento da temperatura ocorrida durante a polimerização. Relata que as resinas contraem de 0,3% a 0,5% na sua dimensão linear após o processamento. Afirmou ainda que as resinas sorvem água e aumentam o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

Mahler (1951) estudou os efeitos da polimerização de próteses totais e revelou que um aumento de 0,5 mm a 1,0 mm poderia ser esperado. Aumentos mais acentuados em torno de 2,0 mm a 3,0 mm poderiam ocorrer, porém embora aumentos de 2 a 3 mm possam parecer muito grandes, esta medida é decorrente da somatória das alterações ocorridas em cada arcada e não representam uma

alteração significativa na posição dos dentes. Neste mesmo trabalho o autor avaliou os efeitos da pressão interna nas muflas durante o procedimento de prensagem da resina acrílica na técnica convencional. Segundo o autor, ao final do fechamento da mufla existe uma resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina acrílica, provocando uma grande distribuição de estresse na prótese antes da polimerização. A manifestação prática dessa condição desigual de estresse é a movimentação de alguns dentes artificiais.

Saizar (1950) relatou que o gesso Paris nem sempre oferece suficiente resistência à compressão e, assim, não possibilita ser comprimido ao se efetuar a prensagem, levantando a mordida. Daí ter preferido, para que previnam alterações na dimensão vertical de oclusão, o gesso pedra, cujo único inconveniente é a dificuldade na desinclusão da prótese da mufla.

Peyton (1950), dentre outros achados, afirma com relação à temperatura de processamento, que para a maioria dos produtos usados em bases de próteses totais a temperatura utilizada é de 71°C a 75°C. Alguns produtos chegam a 82°C ou mais. A temperatura por ele recomendada como ideal é a de 74°C constantes por quatro horas ou mais, obtendo-se assim uma cura satisfatória do material.

Aldrovandi (1956) preconiza o uso de prensas com mola durante a fase de polimerização, por achar que elas permitem a manutenção contínua da pressão, possibilitando uma leve abertura da mufla no momento em que a temperatura do material atinge o seu ápice, por conseguinte, maior expansão, permitindo um alívio da resina, pois de outra maneira o molde se deformaria em escala suficiente para distorcer a prótese ou permitir ainda a excessiva ocorrência de deformações internas.

Woelfel, Paffenbarger e Sweenwy (1960) avaliaram as alterações dimensões de 183 próteses feitas com oito resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante: a) comparação da porção incisal do pino guia do articulador modelo “H” Hanau, antes e depois da polimerização b) por mensuração da distância de molar a molar. Observaram que para todas as resinas ocorreram alterações nas próteses após sua polimerização, e que resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão estáveis com relação à dimensão vertical quanto aquelas quimicamente modificadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do interior da mufla.

Nishii (1968) realizou um dos primeiros estudos sobre a utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas. Em sua pesquisa, uma resina de ativação térmica ou convencional, foi polimerizada em um forno de microondas projetado especificamente para a pesquisa. Notou o autor que alguns aspectos são de particular importância tais como: controle da frequência e da potência da energia emitido pelo forno, além disso, outros fatores como o uso de muflas plásticas perfuradas e, a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, auxiliaria no controle da temperatura, possibilitando assim a diminuição da ocorrência de porosidades. Realizou testes mecânicos de dureza, alteração dimensional, sorção de água e resistência flexural, sendo que este último mostrou valores similares aos obtidos no processamento convencional em banho de água aquecida. Os resultados demonstraram ainda que as propriedades mecânicas são incrementadas, na medida em que se aumentou a temperatura do forno e ou o tempo de polimerização.

Phillips (1973) estudou o resultado da contração das resinas acrílicas durante a polimerização e afirmou que a contração é de 21% em volume, devido à reação do monômero com o polímero.

Muench e Ueti (1974) investigaram a alteração da posição dos dentes em próteses totais superior e inferior, variando a técnica de inclusão, comparando, portanto a técnica convencional onde se faz a muralha de gesso pedra para impedir a movimentação dos dentes artificiais com uma técnica onde se substitui a muralha de gesso por uma camada de silicone. Concluíram que deve existir algum fato, além da contração de polimerização da resina, que provoca alteração na posição dos dentes e que as duas técnicas experimentadas levaram a resultados semelhantes, principalmente após a desinclusão e imersão dos corpos de prova em solução de cloreto de sódio a 0,9%. Quanto ao aumento da dimensão vertical, os resultados obtidos não mostraram significância estatística entre as duas técnicas, embora houvesse uma tendência de valores maiores para a técnica da silicone.

Bombonatti e Vieira (1978) realizaram um estudo comparativo entre a técnica da resina fluida e a técnica onde se faz uma capa de silicone na região dos dentes em substituição à muralha de gesso. Os resultados mostraram que aquelas que tiveram a parte da muralha em gesso substituída pela silicone, tanto na abertura fria ou quente apresentaram resultados semelhantes às incluídas com muralha de gesso e abertas sem o resfriamento da mufla. Os maiores desajustes foram verificados nas peças que foram desincluídas a 70 °C.

Antonopoulos (1978) estudou alterações dimensionais e oclusais utilizando a técnica da resina fluida e comparou com a técnica convencional. Os resultados mostraram que pela técnica da resina fluida ocorreu uma maior contração (0,617%) em relação à técnica convencional (0,377%). A diferença de contração apresentada

pela técnica da resina fluida foi atribuída à maior quantidade de monômero usado na técnica, porém após uma semana estocada em água a 37 °C as próteses acrilizadas por esta técnica mostraram uma tendência a retornar à sua forma dimensional (antes da acrilização). E após três meses as próteses recuperaram quase a metade da contração sofrida. Entretanto os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pela técnica da resina fluida mostraram-se tão funcionais quanto às confeccionadas pelo método convencional.

Jagger (1978) estudou o efeito do ciclo de polimerização sobre o grau de polimerização, e as possíveis interferências nas propriedades mecânicas das resinas acrílicas para bases de dentaduras. O material pesquisado não continha o agente de ligação cruzada. Os ciclos de polimerização utilizados foram de: 7 horas a 70 °C; por 14 horas a 70 °C.; por 1 hora a 100 °C e por 7 horas a 70 °C e por mais 1 hora a 100 °C. A conclusão desta pesquisa mostrou que não há correlação entre o ciclo de polimerização e a estrutura do polímero, mas que existe relação entre a quantidade do monômero residual e as propriedades da resina, sendo, portanto, o nível de monômero residual um importante indicador para determinação de algumas propriedades importantes como a resistência à tração, ao desgaste e sorção de água.

Zani e Vieira (1979) estudaram os efeitos da silicona como muralha de retenção dos dentes na fase de acrilização de próteses totais. As próteses totais foram montadas e enceradas contendo na superfície oclusal dos primeiros molares superiores e na borda incisal do dentes um pedaço de fio metálico para avaliação da posição dos dentes antes e após o processamento das mesmas. Oito tipos de silicona foram utilizados no experimento e quarenta próteses totais foram confeccionadas sendo cinco para cada tipo de silicona. Os resultados mostraram

que houve uma tendência para a redução da distância entre os primeiros molares e entre os molares e o incisivo central, porém essa distância não foi estatisticamente significativa entre o grupo das siliconas e o grupo controle que foi feita com muralha de gesso.

Firtell, Green e Elahi (1981), pesquisando alterações na temperatura do processamento, verificaram que não houve distorção significativa na região posterior da prótese total, quando o processamento aconteceu em uma temperatura abaixo do recomendado pelos fabricantes. Afirmam também que as alterações dimensionais não ocorrem apenas devido às variações de temperatura, mas também devido ao coeficiente de expansão linear da resina acrílica e do gesso utilizado para a inclusão da prótese serem diferentes. As resinas acrílicas ao serem submetidas a altas temperaturas passam do ponto vítreo e tornam-se amorfas e, portanto, não ocorre a presença de tensão. Entretanto, ao se resfriarem voltam ao seu estado sólido e sofrem tensões induzidas devido ao coeficiente de expansão linear ser diferente entre o gesso e a resina, sendo que o gesso possui um oitavo do coeficiente de expansão linear da resina acrílica. Alterações estatisticamente significantes não foram notadas na região posterior da prótese total quando, no processamento, a temperatura estava acima do recomendado pelos fabricantes. E acredita que temperaturas mais baixas diminuem a contração de polimerização.

Lechner e Lautenschlager (1983) estudaram a alteração dimensional em resinas lançando mão do posicionamento de pinos de referencia nas bases e nos modelos, e em seguida radiografando para poder avaliar as alterações ocorridas. Os corpos de prova foram confeccionadas em diversas espessuras no palato e submetidos a ciclo duplo de polimerização. Os resultados mostraram em todos os

casos uma contração em torno de 0,25 a 0,87% com uma média de 0,56% indiferentemente, das variáveis induzidas.

Winkler (1984) comparou as vantagens e as desvantagens da técnica da resina fluida com a técnica convencional. Concluiu que a técnica da resina fluida não apresentava resultados superiores quando se comparam as peças que foram obtidas na técnica da moldagem funcional por compressão, mas são satisfatórios.

Honorez et al. (1989) estudaram os efeitos de três ciclos de polimerização de resinas acrílicas sobre as propriedades físicas e químicas. Dos ciclos utilizados dois foram os ciclos recomendados pelos fabricantes das resinas testadas e um ciclo foi o ciclo rápido. Os resultados mostraram que as resinas processadas pelas técnicas dos fabricantes mostraram diferenças aos testes de impacto e dureza (Teste Brinell), mas não apresentaram diferenças clínicas. A quantidade de monômero residual foi maior quando o ponto de ebulição não foi atingido. O ciclo rápido de polimerização aumentou a quantidade de porosidades e diminuiu a resistência ao impacto, mostrando que as próteses não devem ser polimerizadas colocando-as diretamente em água fervente. As próteses acrilizadas, sem que ocorra a fervura da água, apresentaram uma quantidade de monômero residual três vezes maior em relação às próteses que foram submetidas a água fervente.

Jerolimov, Brooks e Bates (1989) estudaram as propriedades das resinas acrílicas de ativação térmica e compararam ciclos de polimerização curtos e longos. Assim, variaram a concentração dos agentes de ativação contidos no polímero, no caso, peróxido de benzoíla e no monômero variou-se a concentração da dimetil-paratoluidina (DMPT), uma amina terciária. Os autores recomendam os ciclos longos a 70°C, pois as resinas possuem baixa condutividade térmica, ocorrendo uma maior taxa de conversão do monômero. E ao final do ciclo, a elevação para 100°C

favorece a conversão de traços finais de monômero sem o aparecimento de bolhas. A variação na concentração dos iniciadores não influenciou nas propriedades mecânicas.

Levin e Reitz (1989) estudaram o uso da energia de microondas para o processamento de resinas acrílicas e compararam às resinas processadas pelo método convencional por banhos de água. Os resultados mostraram que quanto à dureza, porosidade e à flexão transversal, não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os métodos utilizados. Os resultados mostraram também que uma das desvantagens do uso da energia de microondas é o alto custo das muflas para microondas que devem ser de plástico. E com o tempo, são mais suscetíveis a quebras. E a pressão utilizada no ato da colocação da resina acrílica não deve ultrapassar os 1200 psi (libras).

Takamata et al. (1989) estudaram a adaptação das resinas acrílicas devido à influência do modo de polimerização. Os métodos utilizados foram: o calor, a luz e a energia de microondas. Todos os métodos utilizados mostraram que a resina acrílica sofre processos de contração de processamento. O método de polimerização por banhos de água de 70 °C a 100 °C mostrou a menor adaptação, utilizando-se o método de polimerização por luz os resultados foram intermediários em relação às processadas pelo método de polimerização por energia de microondas.

Latta (1990) avaliou a estabilidade dimensional para bases de próteses totais após o processamento. Durante os anos de pesquisa sobre resinas acrílicas, muitos autores chegaram à conclusão de que ocorreram mudanças na densidade durante a fase de polimerização do metilmetacrilato resultando em uma contração linear calculada em aproximadamente 0,2% a 0,5%, contração a qual é compensada pela expansão higroscópica das bases das próteses após o processamento, fazendo com

que as mesmas se aproximem do tamanho original e tornando-as clinicamente aceitável. Quarenta próteses totais superiores foram construídas em um modelo padrão, mantendo-se a mesma montagem de dentes e a mesma espessura da base de resina acrílica. Ocorreram alterações dimensionais após a demuflagem no sentido ântero posterior e de molar a molar em todos os casos.

Salim, Sadamori e Hamada (1992) estudaram as alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas submetidas a três métodos de polimerização. O primeiro método utilizou-se a resina BIO RESIN colocando a em banhos de água quente, sendo 90 minutos a 70°C e depois 100°C por 30 minutos. O segundo processo utilizou-se a SR-IVOCAP com um banho de água quente a 100°C por 35 minutos a uma pressão de 6 atm. E o terceiro ciclo utilizou-se a resina Acron MC e um forno de microondas por 3 minutos a 500W. Não ocorreram diferenças estatísticas no primeiro e no terceiro método de acrilização, porém no segundo método houve uma menor alteração dimensional.

Compagnoni et al. (1993) realizaram uma pesquisa visando estudar a união prévia dos dentes artificiais na confecção das próteses totais antes da prensagem, a fim de observar em qual fase laboratorial (inclusão, polimerização ou demuflagem) tais alterações ocorrem. Concluíram que a fixação dos dentes artificiais, antes da prensagem das próteses totais, não impede a movimentação dos mesmos durante as fases seguintes (polimerização e desinclusão); durante a fase de inclusão das próteses totais ocorreram modificações no posicionamento dos dentes artificiais.

A alteração dimensional também foi analisada por Takahashi. Esse autor utilizou um método de análise tridimensional, concluindo que a alteração dimensional encontrava-se presente em todas as situações. Com o advento de novos recursos, realizou um trabalho visando avaliar a adaptação das bases das próteses totais

obtidas pelo processo de irradiação por microondas e pelo método convencional. Chegou à conclusão de que próteses polimerizadas por irradiação de microondas são aceitáveis.

Corrêa (1993) verificou se a espessura da base de prova tem influência na alteração dimensional da resina. Com os resultados obtidos concluiu que os orifícios, no modelo de trabalho, e a diferença entre as espessuras das bases podem diminuir a alteração dimensional da prótese total da região posterior. Nas condições atípicas propostas - uma semana em soro fisiológico 37°C e ciclagem térmica a 700 ciclos não houve alterações significantes.

Ilbay, Guvener e Alkumru (1994) avaliaram técnicas de polimerização de resinas acrílicas por energia de microondas. Vinte e um métodos de polimerização por energia de microondas foram utilizados variando a e o tempo. O tempo necessário para a completa polimerização e para o qual a resina acrílica obtivesse a maior resistência foi de 3 minutos a uma de 550W. No processo de produção de calor por microondas, a energia da onda eletromagnética é convertida em energia térmica pelo resultado de perdas dielétricas através das substâncias que as ondas penetram, em outras palavras, as microondas causam uma vibração molecular da água presente da ordem de 2 a 3 bilhões de vezes por segundo, causando, assim, uma fricção e calor da substância.

Kimpara (1995) tentou determinar a alteração dimensional (em porcentagem) e porosidade das resinas acrílicas para base de próteses totais. Para avaliar as alterações dimensionais as variáveis foram: 1) iniciar a polimerização imediatamente após a prensagem ou 24 horas após; 2) condensar a resina nas fases borrachóide, plástica e pegajosa; 3) determinar as alterações após a desinclusão, em 2 e 8 semanas após a imersão em água. Dos resultados foi possível concluir que a

polimerização imediatamente após a prensagem ou 24 horas depois não influenciou na magnitude da contração, mas a polimerização imediata conduz mais facilmente a formação de porosidade; a fase borrachóide não induziu a uma maior contração que a fase plástica e quanto à porosidade tende a diminuí-la; a imersão após semanas recupera parte da contração de polimerização; a contração varia com o local entre os dentes; com polimerização após 24 horas a manifestação porosidades é menor.

Rizzati-Barbosa, Del Bel Cury e Panzeri (1995) estudaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Para o estudo foram confeccionadas 60 amostras utilizando duas resinas, uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550®), polimerizada por banho de água quente a 73°C por 9 horas, e outra para microondas (ACRON MC ®) polimerizada em ciclos de 500W por 3 minutos e 90W por 13 minutos. Os resultados foram avaliados logo após o acabamento das amostras e após 30 dias armazenadas em água destilada. Os resultados mostraram que as amostras processadas por energia de microondas em ciclo curto apresentaram melhor adaptabilidade. Todas as próteses após o período de armazenamento de em água apresentaram melhor adaptação.

Kimpara e Muench (1996) buscaram determinar, em porcentagem, a alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica, estudando as seguintes variáveis: polimerizando imediatamente, após a prensagem, e 24 horas após; prensando a resina nas fases borrachóide, plástica e pegajosa; determinando as alterações, em relação à fase encerada, após a desinclusão, e duas e oito semanas após a imersão em água; e medidas realizadas em vários locais entre os dentes. Os autores concluíram que: a) a polimerização feita imediatamente, ou 24 horas após a prensagem, não influenciou na alteração dimensional das dentaduras; b) tanto a fase

plástica como a borrachóide levaram a contrações semelhantes; c) parte da contração de polimerização foi recuperada após as próteses serem armazenadas várias semanas em imersão; d) a alteração dimensional ocorreu de acordo com o local de mensuração e, proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior do que ao longo delas. Isso evidenciava uma contração não isotrópica da dentadura, durante o processamento, indicando que ocorreu distorção. Apesar dos esforços para a obtenção de uma oclusão satisfatória, nas etapas iniciais de confecção das dentaduras, muitas vezes elas ficam totalmente alteradas após o processamento da resina termopolimerizável.

Segundo Craig (1997), a prensagem das resinas nas fases anteriores à plástica permitiu melhor escoamento por apresentar menor viscosidade. Entretanto, existiu um aumento da porosidade devido à maior concentração de monômero livre. Já quando a prensagem foi feita na fase plástica ocorre uma deficiência na reprodução dos detalhes e ocorre a possibilidade um aumento da dimensão vertical devido à dificuldade de se fechar a mufla, além da possibilidade de movimentação ou fratura dos dentes.

Gomes, Mori e Corrêa (1997) utilizaram a silicona em substituição à muralha de gesso pedra que protege os dentes artificiais. Após a demuflagem, quase sempre se exige uma nova reescultura da prótese, consumindo tempo, alterando algumas vezes a estética e o acabamento. A silicona possibilita uma facilidade de trabalho, limpeza, com boa adaptação à cera e ao gesso e um baixo custo operacional tornou-se realidade.

Jamani e Abuzar (1998) estudaram o efeito da espessura das próteses totais na movimentação dos dentes artificiais durante o processamento de bases de próteses totais. Foram confeccionados dez modelos superiores a partir de uma

arcada de um paciente totalmente desdentado. A partir disso foram enceradas cinco próteses totais com 1,25 mm de espessura no palato e outras cinco próteses foram enceradas com 2,5 mm de espessura na região do palato. Os dentes foram montados sobre a crista e sobre cada dente foi inserido um pino vertical para se averiguar a movimentação dos dentes após a fase de acrilização. As próteses foram radiografadas através de um aparelho digital (Eikomix Image Digitizer) imediatamente antes de ser processada, após a demuflagem e após o acabamento e polimento. Todas as próteses foram processadas pelo ciclo longo de 74 °C por nove horas. Os resultados desse estudo indicaram que ocorreu um aumento maior da distancia molar-molar nas próteses com base espessa, e nas próteses com base mais fina a movimentação foi menor.

Komiyama e Kawara (1998) estudaram a liberação de tensão após a desinclusão das próteses totais após o ciclo de polimerização térmico. O ciclo de polimerização partiu-se de 70 °C por 90 minutos e após esse tempo foi elevado a 100 °C por 60 minutos e mantido a esta temperatura por mais 30 minutos. As próteses foram desincluídas da mufla 4 horas após o término do ciclo de polimerização com as muflas deixadas sobre uma bancada e após 1, 3, 5 e 10 dias após o termino dos ciclos de polimerização. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais e a liberação de tensões foram menores quando as próteses foram desincluídas com pelo menos um dia de espera.

Nogueira, Ogle e Davis (1999) compararam a técnica por de prensagem convencional com a técnica por resina injetada, ou fluida. Após a desinclusão as próteses totais foram remontadas no articulador e a abertura do pino incisal foi medida com paquímetro. Os autores concluíram que o método de prensagem por injeção promoveu uma maior abertura do pino incisal que a técnica convencional.

Ogawa, Tanaka e Koyano (2000) estudaram os efeitos da temperatura sobre o aumento da resistência da resina acrílica quimicamente ativada. As resinas acrílicas ativadas quimicamente quando são submetidas mergulhadas em água com temperaturas em 60°C a 80°C têm suas propriedades mecânicas aumentadas, pois o calor ativa a reação química entre o monômero e o polímero produzindo assim uma polimerização mais completa. Por um outro lado, a ativação por calor induz uma maior contração durante a fase de polimerização.

Swords et al. (2000) avaliaram a dimensão vertical de oclusão de próteses totais superiores após a acrilização em relação às próteses montadas em cera pelo período de 48 horas. O estudo avaliou três tipos de resina comercialmente vendidos, sendo as resinas pelo método de compressão, por injeção e pela técnica da resina fluida. Dez próteses foram confeccionadas para cada tipo de resina. A dimensão vertical de oclusão foi mensurada na fase da prótese montada em cera e após 0, 3, 6, 24 e 48 horas após a acrilização. Após a acrilização, as mensurações foram feitas pelo método da remontagem laboratorial. Após 48 horas, todas as próteses mostraram um aumento da dimensão vertical de oclusão inferior a 1 mm quando comparadas com as mesmas montadas em cera, entretanto, a técnica pelo método da compressão não mostrou diferenças estatisticamente significantes.

Carvalho, Compagnoni e Barbosa (2001) avaliaram a influência de diferentes ciclos de polimerização em banhos de água quente sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. Foram utilizados três ciclos para polimerização da prótese total superior: um ciclo longo, o australiano e o último foi estabelecido empiricamente. Não existiram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos avaliados e os resultados evidenciaram um aumento médio da dimensão vertical de oclusão inferior a 0,35 mm após a polimerização nos três ciclos

propostos. No entanto, recomendou-se o ajuste oclusal para um correto estabelecimento da dimensão vertical de oclusão antes que as próteses totais fossem concluídas e entregues ao paciente.

Salvador et al. (2001) avaliaram a alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais decorrentes de diferentes processamentos. Utilizaram-se 30 corpos de prova e três diferentes tipos de resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis: Ondacryl (resina própria para microondas), Clássico (resina convencional) e Acron MC. Foram processadas com potencia de 800W por três ciclos: 3 minutos a uma máxima de 40% da capacidade máxima; 4 minutos a uma de 0% da capacidade (pausa); e 3 minutos a uma potencia de 90% da capacidade máxima. Avaliaram as próteses totais padronizadas remontadas e reposicionadas no articulador Dentatus em relógio micrométrico digital, ambos acoplados ao pino incisal do articulador. Demonstraram que houve diferença significativa entre as amostras, sendo que todas sofreram alteração dimensional da dimensão vertical de oclusão.

Rodrigues (2002) avaliou a alteração linear (plano horizontal) da posição dos dentes artificiais durante a fase de processamento em função do tipo de muralha de contenção (grupo I - Silicona para laboratório Vip-Sil, endurecimento por condensação baixa viscosidade, grupo II - Silicona para laboratório Labor Mass, grupo III - Gesso pedra tipo III). Utilizaram-se 30 corpos de prova nos moldes de prótese total superior, onde foram inseridos pontos de referência nos seguintes locais: ponto médio do bordo incisal dos incisivos centrais, nas cúspides vestibulares dos primeiros pré-molares superiores de ambos os lados, e nas cúspides disto vestibulares dos segundos molares superiores de ambos os lados. Foram efetuadas leituras das distâncias entre os pontos de referência através de um paquímetro digital Mitutoyo, com precisão de centésimos de milímetro, nas seguintes fases: 1-

Primeiro estágio (após montados os dentes, isto é, etapa que corresponde a fase em que o cirurgião dentista provou a prótese em cera estabelecendo à oclusão a posterior envio da mesma para o processamento no laboratório); 2-Segundo estágio (após desinclusão da mufla mantendo o modelo funcional em posição). Os resultados indicaram que, os três tipos de muralha de contenção comparados não apresentaram diferença estatisticamente significativa na alteração da posição dos dentes.

Scaranelo et al. (2002) verificaram a adaptação de dentaduras confeccionadas com a resina Onda-Cryl, incluída em moldes de gesso, com e sem muralha de silicone, submetidas a cargas de 1000 e 2000 kg, durante o fechamento da mufla, e polimerizadas em forno de microondas, em ciclo de dez minutos de irradiação, constando de três minutos com 4 (escala do microondas), quatro minutos com zero, mais três minutos com 9 (escala do microondas). A adaptação foi verificada através da pesagem de uma camada de silicone fluida, interposta em palatino, entre a base da dentadura e o modelo mestre metálico. Por esse método, quanto menor a desadaptação, menor o peso e o volume do silicone fluido. Os resultados foram submetidos à análise estatística e mostraram que: 1- a adaptação da prótese total foi melhor quando se empregou a muralha de gesso; 2- o emprego da pressão gerada com carga de 1000 kg proporcionou a melhor adaptação.

Bindo (2003) estudou a dureza e do módulo de elasticidade na superfície de resinas acrílicas para bases de prótese total. Foram analisadas as resinas Clássico, QC-20 e Lucitone, específicas para termopolimerização, e Acron MC e VIPI-WAVE para polimerização com energia de microondas. Os resultados mostraram que maior nanodureza e maior módulo de elasticidade frente às suas congêneres, enquanto a Acron MC repete tal fato para energia de microondas.

Pavarina et al. (2003) avaliaram a propriedade de resistência à flexão de resinas acrílicas quando submetidas a diferentes processos de desinfecção. Para o estudo utilizaram duas resinas de ativação térmica a Lucitone 550 e a QC-20. Após a imersão destes em água a 37°C por 2 horas os mesmos foram separados em grupos conforme o tipo de processo de desinfecção. Os resultados foram submetidos a testes de mecânicos e os dados foram submetidos a análise estatística, não ocorrendo diferenças estatísticas nos valores encontrados para todos os grupos. Entretanto, quando se compararam as resinas notou-se diferenças significativas ($p < 0,05$), onde a Lucitone 550 produziu maiores valores de resistência à flexão do que a QC-20. Este fato seria explicado em parte pelo fato do ciclo de polimerização da QC-20 promover um aumento rápido da temperatura ainda no início do ciclo o que resultaria em altos níveis de monômero residual. O autor ressalta que o fabricante emprega um agente químico na composição do material que faria aumentar a temperatura de ebulição do monômero.

Lai et al. (2004) estudaram a influência da do forno de microondas para a polimerização de resinas acrílicas. A resina avaliada foi a (Optilon-399, Coltene) que foi polimerizada em um forno de potencia máxima de 800W, onde se variou a relação tempo/ nas seguintes situações: 80W, 160W, 240W, 560W por 15 min, 10 min, 7 min e 2 min, separadamente; ao final de cada fase acrescentou-se um ciclo adicional de 560w por 2 min para todos os grupos. Um grupo controle foi adotado com a polimerização da mesma resina, de modo convencional de água aquecida (70°C por 9h). Um total de 10 corpos de prova foi obtido em cada grupo e procederam-se os testes. Quanto à solubilidade não se notou diferenças significativas para ambas as técnicas, porém no item porosidade, variações ocorreram quando se utilizou a de 560W (maiores porosidades) . E os melhores

resultados vieram com a polimerização com 240W. Dessa forma, os autores salientaram a importância de se selecionar a e o tempo mais adequado para polimerização em microondas, uma vez que esta influencia diretamente as características morfológicas e as propriedades mecânicas.

Kimoto et al. (2005) estudaram os efeitos do resfriamento das próteses totais após os ciclos de polimerização. Foi avaliado o grau de contração após a polimerização e o resfriamento das resinas acrílicas. Após a polimerização os corpos de prova foram submetidos a dois métodos de resfriamento. No primeiro, após serem removidos da polimerizadora, que continha água a 100°C, os corpos foram demuflados imediatamente e deixados em um ambiente a 20°C até chegar a esta temperatura. No segundo caso, os corpos de prova não foram removidos da polimerizadora e deixados em um ambiente a 20 °C e foram demuflados após 140 minutos. Os resultados mostraram que o resfriamento sem a demuflagem imediata após a polimerização reduziu as tensões causadas pela contração de polimerização das resinas acrílicas.

Paes Jr. (2005) avaliou a resistência à flexão e a quantidade de monômero residual superficial em resinas acrílicas para bases de próteses totais. As resinas utilizadas foram a Acron MC, QC-20, Lucitone 550 e Vipi-Flash. Os resultados mostraram que o grupo da Acron MC obteve as maiores médias para resistência flexural e os menores níveis de monômero residual. Já a QC-20 E a Vipi-flash apresentou os piores resultados para ambos os testes.

2.2 Alterações dimensionais: Gesso

Nolasco (1974) pesquisou as alterações dimensionais do gesso utilizando-se soluções salinas e soluções endurecedoras. Concluiu que em determinados tipos de gesso utilizados a solução salina aumentou a expansão de presa e em outros diminui a expansão. Entretanto, utilizando-se a solução endurecedora, em todos os casos, aumentaram a expansão, sendo o fenômeno altamente significativo para o gesso pedra e o especial para troquel.

Earnshaw (1981) descreveu que os produtos de gesso sofrem maior expansão quando expostos a quantidades adicionais de água, do que quando tomam presa naturalmente no meio ambiente. Observou também que a expansão de presa está diretamente relacionada à proporção água/pó. Quanto menor a quantidade de água maior a expansão. Como os gessos tipo III e IV necessitam uma menor quantidade de água deveriam apresentar uma maior expansão do que o gesso tipo II, no entanto essa influência é mascarada pelos aditivos usados na sua composição.

Brukl et al. (1985) estudaram o comportamento do gesso frente ao uso de água destilada deionizada, em relação à expansão e tempo de presa com a presença de aditivos. Concluíram que os aditivos alteram o tempo de presa e a expansão.

Craig, O'Brien e Powers (1988) avaliaram a quantidade de água necessária para misturar o pó de hemidrato depende do tamanho, da forma e da porosidade das partículas. Os cristais de hemidrato porosos e irregularmente conformados precisam

de mais água para facilitar a hidratação e a espatulação do que os critais menos pororos e mais regularmente formados. Assim o gesso comum requer mais água para espatular do que o gesso pedra e o gesso pedra especial. O gesso pedra especial requer a menor quantidade de água, uma vez que seus cristais de hemidrato são mais densos e regularmente formados. A proporção água/pó influencia diretamente o tempo de presa, a resistência e a expansão de presa do gesso. O controle da expansão de presa pode ser feito por diferentes condições de manipulação, assim como pela adição de alguns produtos químicos.

Di Girolano Netto (1989) estudou as alterações dimensionais do gesso para troquel com a presença de aditivo e cloreto de sódio. O uso de cloreto de sódio não alterou o comportamento de expansão do gesso ao contrário dos aditivos que apresentaram discrepâncias dimensionais quando comparados ao gesso sem a presença de aditivos.

2.3 Os problemas articulares

Prentiss (1918) relacionou o efeito da perda dos dentes com o início das disfunções na Articulação Temporo Mandibular. Ele afirma que a perda dental dos dentes posteriores leva a uma sobrecarga na articulação, pois a musculatura elevatória da mandíbula faz com que o côndilo seja puxado para cima exercendo uma pressão, e esta pressão quando exercida por muito tempo gera problemas na cartilagem articular, no côndilo e no osso temporal.

Costen (1934) relacionou a perda dos dentes e a conseqüente diminuição da dimensão vertical e sobremordida. Estes sintomas deram origem à Síndrome de Costen que era caracterizada pela deficiência auditiva, sensação de ouvido entupido, zumbido, vertigem, secura e queimadura da boca e dor na ATM. O autor afirmou que isso era causado pelo deslocamento posterior do côndilo e conseqüente bloqueio do nervo auriculotemporal e do nervo corda do tímpano.

Sicher (1948) provou que a Síndrome de Costen não era aceitável, pois ele afirmava que a compressão do nervo auriculo temporal e a do nervo corda do tímpano. Para ele os sintomas da sobremordida começam com uma desarmonia do equilíbrio muscular, seguida por uma perda da relação normal entre côndilo disco e por um descompasso no movimento do conjunto côndilo/ disco articular.

Ireland (1953) afirma que mudanças compensatórias para que não ocorram disfunções temporomandibulares ocorrem freqüentemente, levando apenas um pequeno número de pacientes a desenvolver as chamadas disfunções.

Ricketts (1955) em uma visão oclusionista afirma que a base das disfunções temporo-mandibulares é a oclusão, e é o efeito danoso na musculatura que gera um trauma na articulação.

Ramfjord (1961) estudou a relação entre a oclusão e as disfunções temporo mandibulares, através de estudos clínicos e eletromiográficos, antes e depois do ajuste oclusal, em trinta e dois pacientes. Foram observados vários graus de bruxismos associados com tensão psíquica e interferência oclusal, em todos os pacientes. Clinicamente todos os pacientes tiveram uma melhora após um ajuste oclusal. Segundo o autor, qualquer tipo de interferência oclusal pode desencadear espamos musculares.

Gianelly, Ruben e Risinger (1970) aumentaram a dimensão vertical (de 3 a 8mm) experimentalmente em macacos por um período de noventa dias. Ocorreram mudanças patológicas na ATM, às quais incluíram extensa reabsorção de osso na região subcondral, como também no osso, ao longo das bordas anterior e posterior do pescoço do côndilo e ao longo do teto da fossa mandibular. A cartilagem articular do côndilo foi espessada e o côndilo pareceu ter sido aplainado. Com isso, concluiu-se que uma má oclusão pode resultar em mudanças no côndilo com o aplainamento, hialinização e ossificação da cartilagem articular em estágios mais avançados.

Posselt (1971) estudou a relação entre a oclusão e as DTMs. No estudo ele realizou duzentos e sessenta e nove ajustes oclusais sendo que a maioria dos pacientes sintomáticos teve as dores eliminadas.

Weinberg (1979) verificou que as DTMs têm um fator etiológico multifatorial. O estresse tem mostrado ser um fator importante, assim como a oclusão.

Celenza (1985) alertou que a capacidade adaptativa aos procedimentos restaurativos incorretos pode ser excedida e então a má oclusão pode se tornar o agente causador das desordens temporo-mandibulares. E afirma que quando uma reabilitação oral é feita na posição de Relação central (RC) coincidente com a Máxima intercuspidação (MIC), dentro de um ano ocorre remodelações articulares tornando a RC diferente da MIC, tornando assim a RC uma posição fisiológica não ideal.

Tamaki (1983) estudando as posições de Relação central e oclusão central em desdentados afirmou que 15% dos pacientes têm uma relação de coincidência, 23% têm uma relação de cêntrica longa e 62% têm a oclusão central em excêntrica.

Bergman e Ericson (1973) examinaram os efeitos do aumento da dimensão vertical de acordo com os princípios usuais, no espaço intra-articular da articulação

têmporo mandibular. O estudo considerou 27 pessoas que usavam próteses totais gastas nos últimos 5 anos e que subseqüentemente, receberam próteses novas com a dimensão vertical mais alta. O tratamento com as próteses foi colocado em pratica de acordo com os princípios aceitáveis. Paralelamente à instalação das novas próteses foram feitos exames radiográficos e tomografias com as próteses novas e antigas em oclusão habitual. A morfologia da altura da face e o espaço intra articular foram medidos nos filmes. Os resultados mostraram que, consideravelmente, a amplitude do espaço da articular não foi afetada com as mudanças de altura morfológica da face provocada pelas novas próteses. A alta correlação dos coeficientes foi obtida através do relacionamento entre a amplitude do espaço intra-articular, com as antigas e com as próteses novas. Conseqüentemente, os casos de espaço articular diminuído foram quando a cabeça do côndilo estava em uma posição desfavorável na fossa articular com as antigas próteses na boca, na maioria dos casos não havia esta situação quando as novas próteses foram instaladas.

Carlsson (1976) realizou estudos epidemiológicos que mostraram que sintomas de disfunção têmporo mandibular são muito comuns, mas protesistas acham que portadores de próteses totais têm a situação agravada pelo uso das mesmas. De acordo com a epidemiologia, pacientes parcialmente dentados possuem um maior índice de disfunção em relação aos pacientes que possuem todos os dentes naturais. E pacientes portadores de próteses totais possuem um maior índice de sintomas de DTMs em relação aos dentados. As DTMs tem como fator etiológico a instabilidade oclusal, Em pacientes que usam próteses totais e que possuem uma disfunção, os sintomas freqüentemente desaparecem depois de um ajuste oclusal.

Magnunsson (1980) estudou a prevalência de dores de cabeça e disfunção mastigatória em pacientes portadores de próteses totais que aguardavam por tratamento protético. Além de um questionário com algumas perguntas, todos os pacientes passaram por um exame clínico funcional do sistema mastigatório. Do total, 40% sendo 15 mulheres e 2 homens relataram dores de cabeça recorrente. 63% dos homens e 83% das mulheres mostraram sinais clínicos de disfunção temporomandibular. A correlação entre dores de cabeça e disfunção mandibular encontrada foi significativa. A baixa representação de pacientes usuários de próteses totais que procuram por tratamento de disfunção mandibular deve ser devido a reduzida propensão destes em pedir ajuda e à grande disposição de aceitar um certo grau de disfunção comparado com outras pessoas.

Magnunsson (1982) estudou a os sintomas como dores de cabeça e disfunção temporo mandibular em um grupo de quarente e três pessoas que usavam próteses totais e que queriam trocá-las. Houve significativa redução dos sintomas de disfunção temporo mandibular após seis meses da instalação das novas próteses. Porém neste estudo não foi estatisticamente significativa a correlação entre o aumento da dimensão vertical e os resultados do tratamento.

Wilding e Owen (1987) estudaram a prevalência das Dtms em pacientes portadores de próteses totais bimaxilares. A dimensão vertical pode não ser responsável pelas Dtms que ocasionalmente aparece em pacientes que possuem a mesma diminuída. Foi discutida a possibilidade de a oclusão posterior causar uma interferência incisal e este ser um fator etiológico de disfunção.

Tamaki T, Tamaki S e Hvanov (1990) realizaram uma revisão bibliográfica sobre a etiologia e o tratamento das Dtms em edentados totais. Quanto à etiologia, pelo levantamento bibliográfico, foi constatado que há consenso entre os autores

que as DTMs tem uma causa multifatorial e é relacionada a problemas de ordem genética, de desenvolvimento, psicológica, traumática, patológica e de comportamento, a qual podem ser classificadas em: predisponentes, precipitantes e perpetuantes. Quanto aos tratamentos, havendo a necessidade de aumentar a dimensão vertical, os recursos são: placa de mordida ou dentaduras preparatórias e de diagnóstico.

Engel e Weber (1995) estudaram o efeito do tratamento de paciente totalmente edentados que possuem desordens temporo mandibulares e chegaram à conclusão de que é difícil o tratamento devido à pouca estabilidade das próteses convencionais. Com as próteses sobre implantes à barra e a clip barra, chamadas de overdentures, as próteses podem ser estabilizadas. Os resultados do estudo clínico de 10 pacientes edêntulos mostraram que os pacientes com dores musculares generalizadas por causa do bruxismo sofriam das mesmas dores após 3 anos e não melhoraram as dores musculares e a sensibilidade articular.

Ansari et al. (1996) avaliaram os efeitos da remontagem das próteses totais após a acrilização das mesmas a fim de minimizar os problemas oclusais causados durante a fase de processamento e confecção das próteses totais. Os ajustes oclusais podem ser feitos de duas maneiras, sendo uma diretamente na boca do paciente e outra fazendo a remontagem das próteses no articulador. A segunda alternativa mostrou-se mais eficaz devido ao fato de se eliminar os efeitos da resiliência da mucosa e da saliva do paciente pois, durante o ajuste oclusal não ocorreram interferências da resiliência e da saliva.

Dubojska, White e Pasiak (1998) analisaram a oclusão balanceada em cinco pacientes durante seis semanas, duplicando suas próteses não-balanceadas e montando-as em articuladores semi-ajustáveis. Em seguida, com acréscimo e

remoção de material, ajustaram-nas para oclusão balanceada, sendo, a partir de então, utilizadas pelos pacientes. Os pacientes foram controlados por seis semanas, para análise de suas opiniões; relataram mudanças satisfatórias com relação ao conforto, à estabilidade e eficiência mastigatória das próteses.

Turano e Turano (1998) afirmaram que, após a polimerização da resina acrílica, a Dimensão Vertical (DV) poderia aumentar, e isso podia ser facilmente verificado pela posição do pino guia incisal, em sua escala milimetrada. Além desta verificação, observaram a falta de “engrenamento” articular dos dentes posteriores em relação à posição em que estavam no articulador, antes da retirada dos modelos com as respectivas próteses experimentais, para o processamento da polimerização. Afirmaram que, nas próteses totais, os esforços induzidos podem ser danosos ao tecido de suporte e responsáveis pela reabsorção óssea, salientando a necessidade de criar condições de equilíbrio oclusal, para garantir resultados positivos às próteses.

Okeson (1998) afirma que não existe uma causa universal para as DTMs, por isso para evitar discussão sobre a etiologia, ele classificou os fatores em predisponentes (fatores sistêmicos, psicológicos, estruturais), como fatores que aumentam o risco das DTMs. Os fatores que causam a instalação das DTMs, são denominados de fatores de iniciação (trauma, hábitos parafuncionais ou sobrecarga). E por fim os fatores que interferem na cura ou aumenta a progressão das DTMs, são chamados de fatores perpetuadores (estresse muscular e mecânico, problemas metabólicos). Cada um desses fatores, sobre diferentes circunstâncias, podem desempenhar um ou todos os papéis, sendo que, por exemplo, um mesmo fator pode ser considerado perpetuador para um paciente e predisponente para outro.

Al Quran (2005) avaliou clinicamente o procedimento de remontagem das próteses totais após a instalação das mesmas. Cem pacientes foram reabilitados por meio de próteses totais. Os pacientes foram divididos igualmente em dois grupos. O primeiro grupo (50 pacientes) tiveram as próteses instaladas e o procedimento de remontagem foi executado, enquanto que o segundo grupo tiveram as próteses instaladas e o procedimento clínico de remontagem não foi realizado. Um questionário foi elaborado com o intuito de se avaliar o grau de satisfação dos pacientes com as próteses totais. Quando o procedimento de remontagem foi realizado, ocorreu uma melhora significativa no conforto da prótese superior e uma melhora no conforto e adaptação das próteses inferiores. Por um outro lado, uma melhora significativa da mastigação foi notada. Dessa forma, concluiu-se que a remontagem é um procedimento recomendado para melhorar a satisfação dos pacientes em muitos aspectos.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem o objetivo de avaliar a ocorrência de discrepâncias, ao nível condilar, em virtude do processamento de próteses totais com o uso de diferentes marcas comerciais de resina, fase de prensagem, tipos de muralha e ciclos de polimerização.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material, instrumental e Aparelhos

Brocas esféricas para peça de mão, nº1, nº6

Cera rosa n.7 em lâminas

Dentes artificiais DENTRON tamanho A23, 2C, 30M superior e 30M inferior

Espátulas n.07 e n.31 e nº36

Espátulas tipo Lecron e Hollembach

Espátula para gesso

Gesso comum tipo II Pason

Gesso pedra tipo III Pason

Gesso pedra especial tipo IV Durone

Gral de borracha

Isolante para resina acrílica “Cel-Lac”

Medidor externo com relógio de 0 a 20mm Mitutoyo

Mufla n. 6

Peça de mão

Pincel de pelo natural

Prensa Hidráulica

Polimerizador de resina

Pontas para desgaste de resina

Prensa estática

Prensa de mola para polimerização

Resina acrílica ativada termicamente Lucitone e Clássico

Resina QC-20

Resina Classico

Resina Lucitone

Resina Acron MC

Resina Ondacryl

Silicona Vipisyl

Silicona para muralha Zetalabor

Vaselina sólida

Articulador *TT*

Forno de Microondas (Cônsul)

Polimerizadora

4.2 Método

Antes de qualquer procedimento laboratorial, foi selecionado um articulador totalmente ajustável do tipo *TT* (Tadachi Tamaki), pois se trata de um articulador que possui um ajuste milimétrico da distância intercondilar independente para o lado direito e esquerdo. E também por seus estojos condilares possuírem uma facilidade de reprodução por um torneiro mecânico. Foram feitas adaptações em seus estojos condilares para que o experimento pudesse ser realizado. As paredes internas dos

estojos condilares direito e esquerdo tiveram suas espessuras aumentadas em 4mm com a instalação de espaçadores.

Figura 4.1 - Articulador *TT*

Figura 4.2 - Novos estojos condilares e espaçadores

Figura 4.3 – Estojo condilar adaptado com o espaçador

Os modelos laboratoriais utilizados neste experimento são os mesmos utilizados pela disciplina de Prótese Total I da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo no curso de graduação, por não apresentarem retentividade.

Figura 4.4 – Modelo superior

Figura 4.5 – Modelo Inferior

Após a seleção dos modelos foram confeccionadas bases de prova sobre os mesmos, com 2 mm de espessura para a posterior confecção dos planos de cera.

As dimensões e as relações maxilo-mandibulares dos planos de cera seguiram o padrão que a disciplina de Prótese Total da FOU SP utiliza no ensino aos alunos de graduação.

Figura 4.6 – Articulador TT

Os dentes utilizados para o presente trabalho foram os *Biotone* da marca *Dentsply* e são do tamanho A 23 e 2 C para os dentes anteriores e 30 M para os posteriores superiores e inferiores.

Figura 4.7 Dentes anteriores

Figura 4.8 – Dentes posteriores

Foram realizadas as montagens dos dentes superiores e inferiores de acordo com os planos de cera previamente confeccionados.

Figura 4.9 – Montagem de dentes superior e inferior

Realizou-se a remoção dos dentes superiores sem que a escultura gengival fosse danificada. Após a remoção, foram feitos alívios nas regiões dos “alvéolos” para que após a fundição da base de prova superior juntamente com a cera, fosse possível a recolocação dos dentes de estoque sem que houvesse a necessidade de se desgastá-los.

Figura 4.10 – Base de prova com a escultura e alvéolos preparada para fundição

A base de prova em cera foi incluída em um cano de P.V.C. de 10 polegadas com revestimento rápido para alta fusão (Heat shock Polidental).

Figura. 4.11. – Base de prova incluída no revestimento

Após a inclusão do revestimento, o conjunto foi levado a um inclusor a vácuo para a eliminação de possíveis bolhas geradas no ato da espatulação do revestimento.

Figura 4.12 – Inclusor a vácuo

Ao término da inclusão, esperou-se a cristalização do revestimento e o mesmo foi levado ao forno a uma temperatura de 800°C para eliminação da cera e queima do revestimento.

Dessa forma obteve-se o padrão de fundição incluído no revestimento e a fundição foi realizada para obtenção da estrutura metálica.

Figura 4.13 – Base de prova em metal com os respectivos alvéolos

Figura.4.14 Vista Oclusal da base de metal

De posse da estrutura metálica com os “alvéolos”, ou nichos dentais, esta foi recolocada sobre o modelo superior previamente montado no articulador e os dentes de estoque superior serão remontados ocluindo-se com os inferiores que foram duplicados em gesso para que não ocorresse o deslocamento dos mesmos, por estarem montados em cera.

Figura 4.15 - Dentes superiores montados com a base de metal.

4.3 Fase de Prensagem

4.3.1 Inclusão no gesso

A disciplina de prótese total da FOUSP preconiza a prensagem segundo a técnica descrita por Tamaki (1983) em seu livro, esta técnica visa a menor distorção possível. E neste trabalho a metodologia empregada foi semelhante à utilizada pela disciplina, alterando-se algumas variáveis.

Antes de qualquer procedimento de prensagem, foram confeccionados modelos funcionais obtidos a partir da própria base de metal, para posterior inclusão das próteses superiores nas muflas. Para isso utilizou-se gesso especial do tipo IV (Durone) para a confecção dos modelos. Antes de se vazar o gesso sobre a base metálica, esta foi previamente vaselinada para que se pudesse fazer a remoção da mesma sem que ocorresse sua fratura. Ao término da cristalização o modelo de gesso sofrera um processo de recorte para inclusão em mufla. Foram confeccionados 115 modelos de gesso.

Figura 4.16 – Confecção dos modelos funcionais a partir da base de prova

Após a montagem dos dentes na estrutura metálica com os calços devidamente colocados, foram realizadas as fases de prensagem e acrilização das próteses totais superiores em questão.

Figura 4.17 Montagem de dentes

As próteses foram incluídas em uma mufla número 6 com gesso comum tipo II na proporção de 100g de gesso para 50 ml de água, para os casos em que as próteses seriam submetidas a banhos de água quente. E para os casos de resinas

para microondas a mufla utilizada foi específica para se levar ao forno de microondas.

Figura 4.18 – Mufla número 6

Figura 4.19 – Mufla para microondas

Os tipos de muralhas usadas estarão descritos nas respectivas tabela.

Foram utilizados três tipos de muralhas sendo:

- a) Muralha de gesso
- b) Muralha de Silicone, marca comercial ZETALABOR
- c) Muralha de filme de silicone, marca comercial VIPISIL

Figura 4.20 – Muralha de gesso

Figura 4.21 – Muralha de silicone

Figura 4.22 – Muralha de filme de silicone

Ao término da cristalização da muralha de gesso e da polimerização das muralhas de silicone, o gesso do tipo II da mufla foi vaselinado para o posterior fechamento da contra mufla e da tampa, sendo assim, a prensagem de uma outra camada de gesso do tipo II para o total fechamento da mufla foi realizada.

Figura 4.23 - Prensa Utilizada para prensagem do gesso

Após a prensagem e cristalização do gesso, foi feita a eliminação da cera utilizada para fixar os dentes à estrutura metálica, através de banho de água a 100°C (técnica utilizada pela disciplina de prótese total da FOUSP de lavagem da cera). Assim, ao término da cristalização do gesso, a estrutura metálica foi removida e as fases de prensagem e polimerização da resina acrílica se procederam.

4.3.2 Fase de Presagem da Resina Acrílica

Foram realizadas prensagens das mais variadas formas, sendo que para cada experimento foram feitas cinco repetições totalizando ao final do experimento 115 próteses totais.

Antes de se realizar a prensagem da resina acrílica, uma cama de isolante para resina foi passada sobre o gesso da mufla e da contra mufla.

Foram utilizadas as resinas nas fases plástica e fluida.

Figura 4.24 – Fase plástica

Figura 4.25- Fase Flúida

Após a colocação da reina acrílica no interior da mufla, a mesma foi fechada e levada à prensa hidráulica para que ocorresse o total fechamento da mufla. A pressão foi feita de forma lenta e gradual até atingir 1500 kg de pressão , como marcado no manômetro da prensa.

Figura 4.26 – Prensa hidráulica

Figura 4.27 – Pressão utilizada (1500 kg)

Etapa A

Nesta etapa, foram utilizadas duas resinas comercialmente utilizadas variando-se o tempo de polimerização (nos quais foram utilizados os ciclos recomendados pelos fabricantes), os tipos de muralhas e a fluidez de inclusão.

Resinas	Método de Ativação da Polimerização	Tipode Muralha	Fluidez de Inclusão
Lucitone	9hs a 72°C	Gesso	Convencional
Lucitone		Silicone	
Lucitone		Filme de silicone	
Lucitone		Gesso	Fluida
Lucitone		Silicone	
Lucitone		Filme de silicone	
QC-20	20 min a 100°C	Gesso	Convencional
QC-20		Silicone	
QC-20		Filme de silicone	
QC-20		Gesso	Fluida
QC-20		Silicone	
QC-20		Filme de silicone	

Quadro 4.1 - Variação do tipo de muralha e a fluidez de inclusão

Etapa B

Para efeito de comparação dos resultados, foram avaliadas as possíveis interferências dos ciclos de polimerização empregados. Dessa forma, foi padronizado o tipo de muralha ,utilizando-se o gesso tipo III e a fase de prensagem que foi a convencional, ou seja, colocando a resina na fase plástica. A pressão da prensa hidráulica utilizada em todos os experimentos foi de 1500 kg, conforme o manômetro da prensa. Para levar a mufla ao polimerizador utilizou-se uma prensa de molas e nos casos das resinas de microondas foram utilizadas as muflas próprias para microondas.

Esta etapa de análise do ciclo de polimerização é descrita na tabela a seguir:

Resinas	Ciclo de Polimerização
Lucitone	9hs a 72°C
Lucitone	90 min a 65°C + 30 min até 100°C + 60 min a 100°C
Clássico	9hs a 72°C
Clássico	90 min a 65°C + 30 min até 100°C + 60 min a 100°C
QC-20	9hs a 72°C
QC-20	20 min a 100°C
QC-20	90 min a 65°C + 30 min até 100°C + 60 min a 100°C
Ondacryl	500 Watts por 3min
Ondacryl	90 Watts por 13 min
Acron MC	500 Watts por 3min
Acron MC	90 Watts por 13 min

Quadro 4.2 - Variação dos ciclos de polimerização

Etapa C

Em um terceiro momento foi utilizada uma resina para microondas mundialmente utilizada no qual variou-se o tipo de muralha.

Resinas	Método de Ativação da Polimerização	Tipo de Muralha	Fluidez de Inclusão
Acron MC	500 Watts por 3 min	Gesso	Convencional
Acron MC		Silicone	
Acron MC		Filme de silicone	

Quadro 4.3 – Variação do tipo de muralha

4.4 Mensuração dos calços

Ao final de cada experimento, a prótese total fora desincludida da mufla com um auxílio de um desincludor pneumático e foram realizados os devidos acabamentos a fim de que se pudesse reposicionar a prótese acrilizada no modelo superior previamente montado no articulador. Os espaçadores condilares foram

removidos no momento em que as próteses totais acrilizadas foram reposicionadas. Assim, os calços propiciaram um espaço entre as paredes (superior, posterior e lateral) do estojo condilar e a esfera condilar do articulador.

As próteses totais foram reposicionadas em relação ao modelo inferior em máxima intercuspidação (MIC). Os modelos foram mantidos nessa posição de MIC com auxílio de dois elásticos, e gesso especial tipo IV foi vertido no espaço existente entre a esfera condilar e as paredes do estojo condilar do articulador, que neste momento foi virado de cabeça para baixo. As paredes do estojo condilar foram levemente untadas com vaselina. O gesso utilizado foi o gesso da marca comercial Durone, pois apresenta um tempo de cristalização, uma resistência à compressão e à tração adequados para o experimento. Após a cristalização do gesso, este foi removido do estojo com um auxílio de um desincludor pneumático e foi mensurada a sua espessura nas três paredes (superior, lateral e posterior) do lado direito e esquerdo com um medidor com relógio da marca Mitutoyo.

Figura 4.28 – Prótese superior reposicionada no articulador após a acrilização e acabamento

Figura 4.29 - Ilustração do espaço existente entre o côndilo e o estojo sem o espaçador

Figura 4.30 - Colocação do gesso para avaliar as alterações dimensionais.

Para cada prótese foram vazados dois calços sendo um direito e um esquerdo e para cada calço três medições foram realizadas, sendo a medida posterior esquerda, medial esquerda, superior esquerda, posterior direita, medial direita e superior direita.

209-607

Figura 4.31 – Medidor com relógio Mitutoyo

Figura 4.32 - Calços de Gessos direito e esquerdo

Figura 4.33 - Mensuração dos calços

Os resultados foram submetidos a um teste estatístico para se avaliar as diferenças existentes em cada mensuração.

Cada resina com as suas respectivas variáveis descritas no quadro anterior teve o seu experimento executado por cinco vezes a fim de que se pudessem obter dados suficientes para minimizar erros estatísticos.

Primeiramente foi realizada uma análise descritiva com a finalidade de se identificar os *outliers*, que são os valores que extrapolam as médias do grupo. Após essa análise os valores foram submetidos ao teste de *Kolmogorov-Smirnov* para verificação de normalidade dos dados. Em seguida, foi aplicado o teste Anova, que é a análise de variância, com o objetivo de se avaliar o resultado de cada mensuração em relação ao grupo e entre os grupos. O teste de Kruskal Wallis foi feito onde ocorreram dados que não seguiram um padrão estatístico normal. E por fim foram feitas as comparações das médias obtidas de cada grupo para avaliar a média entre eles e visualizar a ocorrência de um comportamento similar.

5 RESULTADOS

Os resultados da Tabela 5.1 apresentam as medidas dos espaços obtidos através dos calços de gesso em suas três posições para cada lado: posteriores esquerdo, mediais esquerdo, superiores esquerdo, posteriores direito, medial direito e superior direito.

Tabela 5.1 – Classificação dos grupos

Grupo	Resina	Ciclo	Tipo de muralha	Fluidez de inclusão
0	Classico	Curto	Gesso	Plástica
1	Classico	Longo	Gesso	Plástica
2	QC-20	Longo	Gesso	Plástica
3	Lucitone	Longo	Gesso	Fluida
4	QC-20	20 MIN a 100	Gesso	Plástica
5	QC-20	20 Min a 100	F Silicona	Plástica
6	QC-20	20 Min	F Silicona	Fluida
7	Lucitone	Longo	F Silicona	Plástica
8	Lucitone	Longo	Gesso	Plástica
9	Lucitone	Longo	Silicona	Plástica
10	Lucitone	Longo	F Silicona	Fluida
11	QC-20	20 Min a 100	Silicona	Plástica
12	QC-20	20 Min a 100	Silicona	Fluida
13	QC-20	20 min a 100	Gesso	Fluida
14	Lucitone	Longo	Silicona	Fluida
15	Lucitone	Curto	Gesso	Plástica
16	QC-20	Curto	Gesso	Plástica
17	OndaCryl	3 min a 500w	Gesso	Plástica
18	Acron Mc	3 min a 500w	Gesso	Plástica
19	Acron Mc	13 min a 90W	Gesso	Plástica
20	OndaCryl	13 min a 90W	Gesso	Plástica
21	Acron Mc	3 min a 500w	Silicona	Plástica
22	Acron Mc	3 min a 500w	F Silicona	Plástica

Tabela 5.2 – Mensurações das medidas reais dos calços

	Grupo	Posterior esquerdo	Medial esquerdo	Superior esquerdo	Posterior direito	Medial direito	Superior direito
Prótese controle		490	437	325	497	384	310
n.							
10		270	365	397	414	450	610
9		371	385	244	541	441	322
8	1	320	370	454	457	439	382
7		253	271	265	563	527	330
6		354	435	400	357	367	370
5		380	385	404	410	425	480
4		310	355	456	441	454	452
3	0	299	308	439	496	472	447
2		286	353	441	441	441	459
1		364	470	305	403	415	436
11		214	304	400	503	510	585
12		376	371	353	462	444	421
13	2	333	380	317	530	441	286
14		380	431	408	411	380	450
15		405	462	362	358	360	370
26		329	349	298	513	469	395
27		260	299	332	533	510	466
28	3	354	408	465	440	402	361
29		319	367	495	467	439	433
30		348	391	380	460	421	464
36		268	273	360	540	534	489
37		396	500	654	400	283	389
38	4	477	477	325	382	326	545
39		359	420	312	428	400	370
40		365	332	447	482	471	407
46		415	541	509	493	263	270
47		499	445	488	481	471	460
48	5	503	460	398	484	359	490
49		548	471	529	507	348	467
50		623	648	468	392	167	281
51		584	547	405	509	263	328
52		504	489	378	449	327	382
53	6	518	470	264	465	337	299
54		393	418	494	539	389	388
55		522	552	485	501	250	346

continua...

continuação...

61		584	570	452	417	241	382
62		594	584	505	398	223	498
63	7	504	447	421	566	362	338
64		449	387	409	611	420	399
65		519	456	268	538	356	385
66		530	462	312	454	355	497
67		492	499	424	464	329	400
68	8	595	603	392	375	230	477
69		532	539	502	446	281	286
70		441	437	534	518	360	531
76		559	513	359	480	310	417
77		605	539	363	491	282	353
78	9	570	470	335	497	355	460
79		584	520	351	474	297	467
80		583	522	269	441	294	383
81		512	570	430	485	342	480
82		605	518	250	451	299	386
83	10	484	433	315	545	385	375
84		530	493	230	438	332	365
85		453	380	396	541	440	468
86		436	490	459	544	336	245
87		428	468	454	475	340	400
88	11	494	320	376	547	397	345
89		481	453	435	500	360	430
90		436	425	417	524	397	498
91		489	465	280	480	352	375
92		398	422	558	498	380	465
93	12	385	480	577	409	327	519
94		526	494	397	400	323	445
95		462	580	463	460	235	370
96		538	507	493	395	319	491
97		510	484	383	435	339	425
98	13	504	505	327	432	320	500
99		625	555	280	420	285	323
100		326	453	507	487	469	484

continua...

continuação

101		552	535	320	380	291	390
102		570	540	453	445	290	310
103	14	476	460	345	451	355	364
104		483	471	361	495	346	412
105		452	466	436	535	345	403
106		548	617	510	329	198	388
107		579	685	528	371	231	370
108	15	403	415	513	481	395	418
109		660	562	484	429	259	376
110		403	442	426	401	364	510
111		442	468	360	438	349	495
112		383	430	449	442	387	490
113	16	545	536	438	404	380	433
114		510	596	514	478	215	341
115		582	553	380	450	270	364
116		512	525	378	469	308	370
117		560	495	297	412	326	577
118	17	452	460	380	502	354	362
119		589	569	521	413	241	495
120		570	589	405	382	226	489
121		335	339	365	532	471	387
122		333	342	360	560	468	406
123	18	350	390	532	498	406	490
124		353	560	455	420	215	342
125		365	453	422	418	355	447
131		349	401	555	537	403	420
132		450	473	435	455	335	458
133	19	482	489	425	475	335	458
134		482	496	515	469	315	430
135		377	430	514	472	379	469
136		478	441	406	510	375	491
137		498	425	319	486	387	519
138	20	472	392	508	518	409	539
139		372	390	482	530	409	393
140		524	589	407	446	286	515

continua...

							continuação
141		366	345	488	543	467	405
142		479	428	401	458	392	506
143	21	451	470	443	488	341	380
144		546	451	341	462	365	506
145		355	412	463	505	390	358
146		398	445	490	488	363	366
147		513	391	420	525	428	586
148	22	461	384	418	555	428	410
149		482	454	409	537	358	332
150		556	443	348	520	321	372

Após a mensuração de cada calço de gesso, o resultado foi subtraído dos valores do calço de gesso da prótese controle, que representa a prótese montada com a base em metal. Este procedimento foi adotado para se avaliar a alteração dimensional da prótese e a conseqüente variação posicional do ramo superior do articulador. Ao ter sua posição alterada, o ramo superior repocisionará ambos os estojos condilares. Como as esferas condilares são fixadas no ramo inferior do articulador e não se movem, a distância entre elas e os respectivos estojos variará conforme a alteração da prótese. Por exemplo: para a parede posterior esquerda o calço original tem uma distância de 4,9 mm entre o equador da esfera condilar e a parede posterior esquerda. Para a prótese de número 10 a mensuração entre o equador do côndilo esquerdo e a parede posterior esquerda é de 2,7 mm. Dessa forma, pode-se concluir que o movimento foi de -2,2 mm, ou seja, o côndilo se aproximou 2.2 mm em direção à parede posterior. Os valores positivos representam um afastamento da esfera em relação ao estojo e os valores negativos representam uma aproximação entre eles. E dessa forma todos os resultados foram subtraídos das medidas da prótese controle para se avaliar a alteração posicional.

Os resultados subtraídos estão representados na tabela abaixo.

Tabela 5.3 – Valores subtraídos dos calços padrões

Grupo	P.E.	M.E	S.E.	P.D	M.D	S.D
0	-110	-52	79	-87	41	170
0	-180	-82	131	-56	70	142
0	-191	-129	114	-1	88	137
0	-204	-84	116	-56	57	149
0	-126	33	-20	-94	31	126
1	-220	-72	72	-83	66	300
1	-119	-52	-81	44	57	12
1	-170	-67	129	-40	55	72
1	-237	-166	-60	66	143	20
1	-136	-2	75	-140	-17	60
2	-276	-133	75	6	126	275
2	-114	-66	28	-35	60	111
2	-157	-57	-8	33	57	-24
2	-110	-6	83	-86	-4	140
2	-85	25	37	-139	-24	60
3	-161	-88	72	16	85	85
3	-230	-138	92	36	126	156
3	-136	-29	-1	-57	18	51
3	-171	-70	26	-30	55	123
3	-142	-46	19	-37	37	154
4	-222	-164	99	43	150	179
4	-94	63	-41	-97	-101	79
4	-13	40	-59	-115	-58	235
4	-131	-17	-13	-69	16	60
4	-125	-105	41	-15	87	97
5	-75	104	184	-4	-121	-40
5	9	8	163	-16	87	150
5	13	23	73	-13	-25	180
5	58	34	204	10	-36	157
5	133	211	143	-105	-217	-29
6	94	110	80	12	-121	18
6	14	52	53	-48	-57	72
6	28	33	-61	-32	-47	-11
6	-97	-19	169	42	5	78
6	32	115	160	4	-134	36
7	94	133	127	-80	-143	72
7	104	147	180	-99	-161	188
7	14	10	96	69	-22	28
7	-41	-50	84	114	36	89
7	29	19	-57	41	-28	75
8	40	25	-13	-43	-29	187
8	2	62	99	-33	-55	90
8	105	166	67	-122	-154	167
8	42	102	177	-51	-103	-24
8	-49	0	209	21	-24	221

Continua...

continuação

9	69	76	34	-17	-74	107
9	115	102	38	-6	-102	43
9	80	33	10	0	-29	150
9	94	83	26	-23	-87	157
9	93	85	-56	-56	-90	73
10	22	133	105	-12	-42	170
10	115	81	-75	-46	-85	76
10	-6	-4	-10	48	1	65
10	40	56	-95	-59	-52	55
10	-37	-57	71	44	56	158
11	-54	53	134	47	-48	-65
11	-62	31	129	-22	-44	90
11	4	-117	51	50	13	35
11	-9	16	110	3	-24	120
11	-54	-12	92	27	13	188
12	-1	28	-45	-17	-32	65
12	-92	-15	233	1	-4	155
12	-105	43	252	-88	-57	209
12	36	57	72	-97	-61	135
12	-28	143	138	-37	-149	60
13	48	70	168	-102	-65	181
13	20	47	58	-62	-45	115
13	14	68	2	-65	-64	190
13	135	118	-45	-77	-99	13
13	-164	16	182	-10	85	174
14	62	98	-5	-117	-93	80
14	80	103	128	-52	-94	0
14	-14	23	20	-46	-29	54
14	-7	34	36	-2	-38	102
14	-38	29	111	38	-39	93
15	58	180	185	-168	-186	78
15	89	248	203	-126	-153	60
15	-87	-22	188	-16	11	108
15	170	125	159	-68	-125	66
15	-87	5	101	-96	-20	200
16	-48	31	35	-59	-35	185
16	-107	-7	124	-55	3	180
16	55	99	113	-93	-4	123
16	20	159	189	-19	-169	31
16	92	116	55	-47	-114	54
17	22	88	53	-28	-76	60
17	70	58	-28	-85	-58	267
17	-38	23	55	5	-30	52
17	99	132	196	-84	-143	185
17	80	152	80	-115	-158	179

continua...

continuação

18	-155	-98	40	35	87	77
18	-157	-95	35	63	84	96
18	-140	-47	207	1	22	180
18	-137	123	130	-77	-169	32
18	-125	16	97	-79	-29	137
19	-141	-36	230	40	19	110
19	-40	36	110	-42	-49	148
19	-8	52	100	-22	-49	148
19	-8	59	190	-28	-69	120
19	-113	-7	189	-25	-5	159
20	-12	4	81	13	-9	181
20	8	-12	-6	-11	3	209
20	-18	-45	183	21	25	229
20	-118	-47	157	33	25	83
20	34	152	82	-51	-98	205
21	-124	-92	163	46	83	95
21	-11	-9	76	-39	8	196
21	-39	33	118	-9	-43	70
21	56	14	16	-35	-19	196
21	-135	-25	138	8	6	48
22	-92	8	165	-9	-21	56
22	23	-46	95	28	44	276
22	-29	-53	93	58	44	100
22	-8	17	84	40	-26	22
22	66	6	23	23	-63	62

A partir destes valores pode-se avaliar o comportamento de cada grupo utilizando-se suas respectivas médias de cada grupo.

Tabela 5.4 – Média de cada grupo após a subtração (valores absolutos)

Médias dos grupos	P.E.	M.E	S.E.	P.D	M.D	S.D
0	1,622	0,628	0,84	0,588	0,574	1,448
1	1,764	0,718	0,27	0,306	0,608	0,928
2	1,484	0,474	0,43	0,442	0,43	1,124
3	1,68	0,742	0,69	0,144	0,642	1,138
4	1,17	0,366	0,946	0,506	0,188	1,3
5	0,276	0,76	1,534	0,256	0,624	0,836
6	0,142	0,582	0,802	0,044	0,708	0,386
7	0,4	0,518	0,86	0,09	0,636	0,904
8	0,28	0,71	1,078	0,456	0,73	1,282
9	0,902	0,758	0,104	0,204	0,764	1,06
10	0,268	0,418	0,008	0,05	0,244	1,048
11	0,35	0,058	1,032	0,21	0,18	0,736
12	0,38	0,512	1,3	0,476	0,606	1,248
13	0,106	0,638	0,73	0,632	0,376	1,346
14	0,166	0,574	0,58	0,358	0,586	0,658
15	0,286	1,072	1,672	0,948	0,946	1,024
16	0,024	0,796	1,032	0,546	0,638	1,146
17	0,466	0,906	0,712	0,614	0,93	1,486
18	1,428	0,202	1,018	0,114	0,01	1,044
19	0,62	0,208	1,638	0,154	0,306	1,37
20	0,212	0,104	0,994	0,01	0,108	1,814
21	0,506	0,158	1,022	0,058	0,07	1,21
22	0,08	0,136	0,92	0,28	0,044	1,032

*valores expressos em milímetros (mm).

5.1 Avaliação comportamental das posições adotadas pela mandíbula após o processamento

Para o grupo O, o deslocamento mandibular foi para trás, para direita e para baixo.

Para o Grupo 1, o deslocamento mandibular foi para trás, para direita e para baixo.

Para o Grupo 2, o deslocamento mandibular foi para trás, para direita e para baixo.

Para o Grupo 3, o deslocamento mandibular foi para trás, para direita e o côndilo esquerdo foi para cima e o direito para baixo.

Para o Grupo 4, o deslocamento mandibular foi para trás, para direita e para baixo.

Para o Grupo 5, o deslocamento mandibular teve o côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 6, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 7, o deslocamento mandibular foi para frente, para esquerda e para baixo

Para o Grupo 8, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 9, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 10, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 11, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para trás, o direito para frente e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 12, o deslocamento mandibular foi para trás, para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 13, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 14, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 15, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 16, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 17, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 18, o deslocamento mandibular foi para trás, para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 19, deslocamento mandibular foi para trás, para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 20, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para frente, o direito para trás e a mandíbula foi para esquerda e para baixo.

Para o Grupo 21, deslocamento mandibular foi para trás, para esquerda e rotacionou no sentido horário.

Para o Grupo 22, o deslocamento mandibular teve côndilo esquerdo deslocando-se para trás, o direito para frente e a mandíbula foi para esquerda e rotacionou no sentido horário.

5.2 Análise estatística

Após uma análise dos dados, os resultados foram submetidos a uma análise estatística. Para isso, os dados avaliados estatisticamente foram os dados submetidos à subtração, pois estes dados avaliam qual foi a quantidade de deslocamento que cada côndilo sofreu após a acrilização das próteses totais. Porém por se tratar de deslocamento, os valores foram transformados em módulo, pois houve a necessidade de se avaliar qual foi a quantidade de deslocamento, não interessando para que posição o côndilo se direcionou.

Parte A: Variação de Resinas acrílicas, tipos de muralhas e fluidez de inclusão

Foram comparadas a seguir as resinas acrílicas variando o tipo de muralha e a fluidez de inclusão:

Posterior Esquerdo

Para melhor visualização dos resultados as tabelas foram desmembradas comparando-se as resinas isoladamente.

Tabela 5.5 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.476	0.369635
Lucitone Silicone	0.902	0.17254
Lucitone Filme de silicone	0.41	0.402032

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.6 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	1.68	0.374233
Lucitone Silicone	0.402	0.310355
Lucitone Filme de silicone	0.41	0.402032

Ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre o grupo 3 (Lucitone gesso/fluida) e o grupo 14 (Lucitone Silicone/fluida), entre o grupo 3 (Lucitone gesso/fluida) e o grupo 10 (Lucitone filme de silicone/fluida).

Tabela 5.7 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	1.17	0.752164
QC-20 silicone	0.366	0.277272
QC-20 Filme de silicone	0.576	0.508409

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.8 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.762	0.688999
QC-20 silicone	0.524	0.442753
QC-20 Filme de silicone	0.53	0.393827

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.9 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina.

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	P(Anova)
Lucitone gesso	0.476	0.369635	0,0009
Lucitone Silicone	0.902	0.17254	
Lucitone Filme de silicone	0.41	0.402032	
Lucitone gesso fluida	1.68	0.374233	
Lucitone Silicone fluida	0.402	0.310355	
Lucitone Filme de silicone Fluida	0.41	0.402032	
QC-20 gesso	1.17	0.752164	
QC-20 silicone	0.366	0.277272	
QC-20 Filme de silicone	0.576	0.508409	
QC-20 gesso Fluida	0.762	0.688999	
QC-20 silicone Fluida	0.524	0.442753	
QC-20 Filme de silicone Fluida	0.53	0.393827	

*Significativo ao nível $\alpha=5\%$

Ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos: 3 (Lucitone gesso/fluida) e 5 (QC-20 Filme de silicona/plástica), 3 (Lucitone gesso/fluida) e 6 (QC-20 filme de silicona/fluida), 3 (Lucitone gesso/fluida) e 7 (Lucitone filme/plástica), 3 (Lucitone gesso/fluida) e 8 (Lucitone gesso/plástical),3 (Lucitone gesso/fluida) e: 10 (Lucitone filme de silicone/fluida), 3 (Lucitone

gesso/fluida) e 11 (QC-20 silicona/plástica), 3 (Lucitone gesso/fluida) e 12(QC-20 silicona/fluida), 3 (Lucitone gesso/fluida) e 14 (Lucitone silicona/fluida).

Medial Esquerdo

Tabela 5.10 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.71	0.656201
Lucitone Silicone	0.758	0.257624
Lucitone Filme de silicone	0.5	0.641927

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.11 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.742	0.421806
Lucitone Silicone	0.574	0.395765
Lucitone Filme de silicone	0.5	0.641927

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.12 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.778	0.581266
QC-20 silicone	0.458	0.429267
QC-20 Filme de silicone	0.76	0.839732

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.13 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.638	0.372854
QC-20 silicone	0.572	0.504896
QC-20 Filme de silicone	0.658	0.442459

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.14 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina.

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	P(Anova)
Lucitone gesso	0.71	0.656201	0,9985
Lucitone Silicone	0.758	0.257624	
Lucitone Filme de silicone	0.5	0.641927	
Lucitone gesso	0.742	0.421806	
Lucitone Silicone	0.574	0.395765	
Lucitone Filme de silicone	0.5	0.641927	
QC-20 gesso	0.778	0.581266	
QC-20 silicone	0.458	0.429267	
QC-20 Filme de silicone	0.76	0.839732	
QC-20 gesso	0.638	0.372854	
QC-20 silicone	0.572	0.504896	
QC-20 Filme de silicone	0.658	0.442459	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Superior Esquerdo

Tabela 5.15 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	1.13	0.800375
Lucitone Silicone	0.328	0.168285
Lucitone Filme de silicone	0.96	0.470712

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.16 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.42	0.382949
Lucitone Silicone	0.6	0.55736
Lucitone Filme de silicone	0.96	0.470712

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.17 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.506	0.31667
QC-20 silicone	1.032	0.335812
QC-20 Filme de silicone	1.534	0.504014

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.18 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.91	0.795864
QC-20 silicone	1.48	0.929059
QC-20 Filme de silicone	1.046	0.556444

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.19 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina.

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Kruskal-Wallis)
Lucitone gesso	1.13	0.800375	0,0807
Lucitone Silicone	0.328	0.168285	
Lucitone Filme de silicone	0.96	0.470712	
Lucitone gesso	0.42	0.382949	
Lucitone Silicone	0.6	0.55736	
Lucitone Filme de silicone	0.96	0.470712	
QC-20 gesso	0.506	0.31667	
QC-20 silicone	1.032	0.335812	
QC-20 Filme de silicone	1.534	0.504014	
QC-20 gesso	0.91	0.795864	
QC-20 silicone	1.48	0.929059	
QC-20 Filme de silicone	1.046	0.556444	

De acordo como teste de Kruskal-Wallis, não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.
Posterior Direito

Tabela 5.20 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.54	0.396358
Lucitone Silicone	0.204	0.218472
Lucitone Filme de silicone	0.8	0.280945

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.21 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.352	0.147885
Lucitone Silicone	0.51	0.416893
Lucitone Filme de silicone	0.8	0.280945

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.22 Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.678	0.402641
QC-20 silicone	0.298	0.193054
QC-20 Filme de silicone	0.296	0.423828

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.23 Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.632	0.336556
QC-20 silicone	0.48	0.426966
QC-20 Filme de silicone	0.276	0.189947

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.24 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina.

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Lucitone gesso	0.54	0.396358	0,1117
Lucitone Silicone	0.204	0.218472	
Lucitone Filme de silicone	0.8	0.280945	
Lucitone gesso	0.352	0.147885	
Lucitone Silicone	0.51	0.416893	
Lucitone Filme de silicone	0.8	0.280945	
QC-20 gesso	0.678	0.402641	
QC-20 silicone	0.298	0.193054	
QC-20 Filme de silicone	0.296	0.423828	
QC-20 gesso	0.632	0.336556	
QC-20 silicone	0.48	0.426966	
QC-20 Filme de silicone	0.276	0.189947	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos (p=0,1117).

Medial Direito

Tabela 5.25 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.73	0.5505
Lucitone Silicone	0.764	0.283072
Lucitone Filme de silicone	0.36	0.680331

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.26 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	0.642	0.424582
Lucitone Silicone	0.586	0.320983
Lucitone Filme de silicone	0.36	0.680331

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.27 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.824	0.498528
QC-20 silicone	0.284	0.167422
QC-20 Filme de silicone	0.972	0.774287

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.28 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	0.716	0.208519
QC-20 silicone	0.606	0.54427
QC-20 Filme de silicone	0.728	0.538071

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.29 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	P(Kruskal-Wallis)
Lucitone gesso	0.73	0.5505	0,6812
Lucitone Silicone	0.764	0.283072	
Lucitone Filme de silicone	0.36	0.680331	
Lucitone gesso	0.642	0.424582	
Lucitone Silicone	0.586	0.320983	
Lucitone Filme de silicone	0.36	0.680331	
QC-20 gesso	0.824	0.498528	
QC-20 silicone	0.284	0.167422	
QC-20 Filme de silicone	0.972	0.774287	
QC-20 gesso	0.716	0.208519	
QC-20 silicone	0.606	0.54427	
QC-20 Filme de silicone	0.728	0.538071	

De acordo com o teste de Kruskal-Wallis, não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0,6812$).

Superior direito

Tabela 5.30 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	1.378	0.797352
Lucitone Silicone	1.06	0.489796
Lucitone Filme de silicone	0.75	0.591549

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.31 - Comparação da Lucitone variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
Lucitone gesso	1.138	0.45428
Lucitone Silicone	0.658	0.409902
Lucitone Filme de silicone	0.75	0.591549

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.32 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez convencional

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	1.3	0.741889
QC-20 silicone	0.996	0.58509
QC-20 Filme de silicone	1.112	0.709979

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.33 - Comparação da QC-20 variando-se a muralha utilizando-se fluidez fluida

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão
QC-20 gesso	1.346	0.740696
QC-20 silicone	1.248	0.630095
QC-20 Filme de silicone	0.43	0.306757

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.34 - Comparação de todas as resinas quanto à variação de muralha, fluidez de inclusão, ciclo de polimerização e resina

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Lucitone gesso	1,378	0,797352	0,3850
Lucitone Silicone	1,06	0,489796	
Lucitone Filme de silicone	0,75	0,591549	
Lucitone gesso	1,138	0,45428	
Lucitone Silicone	0,658	0,409902	
Lucitone Filme de silicone	0,75	0,591549	
QC-20 gesso	1,3	0,741889	
QC-20 silicone	0,996	0,58509	
QC-20 Filme de silicone	1,112	0,709979	
QC-20 gesso	1,346	0,740696	
QC-20 silicone	1,248	0,630095	
QC-20 Filme de silicone	0,43	0,306757	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Parte B do experimento

Tabela 5.35 – Descrição dos grupos da parte B

Grupo	Resina	Ciclo	Tipo de muralha	Fluidez de inclusão
0	Classico	Curto	Gesso	Plástica
1	Classico	Longo	Gesso	Plástica
2	QC-20	Longo	Gesso	Plástica
4	QC-20	20 min a 100 °C	Gesso	Plástica
8	Lucitone	Longo	Gesso	Plástica
15	Lucitone	Curto	Gesso	Plástica
16	QC-20	Curto	Gesso	Plástica
17	OndaCryl	3 min a 500w	Gesso	Plástica
18	Acron Mc	3 min a 500w	Gesso	Plástica
19	Acron Mc	13 min a 90W	Gesso	Plástica
20	OndaCryl	13 min a 90W	Gesso	Plástica

Posterior esquerdo

Tabela 5.36 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior esquerdo (PE).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	1,622000	0,416197	0,000073*
1	5	1,764000	0,513352	
2	5	1,484000	0,758835	
4	5	1,170000	0,752164	
8	5	0,476000	0,369635	
15	5	0,982000	0,421509	
16	5	0,644000	0,350186	
17	5	0,618000	0,313560	
18	5	1,428000	0,133116	
19	5	0,620000	0,615589	
20	5	0,380000	0,458039	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

No grupo B, de acordo com o teste de ANOVA, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo ($p=0,000073$). De acordo com o teste de Tukey, existiam diferenças entre os grupos 0 e 8 ($p=0,026145$), 0 e

20 ($p=0,011310$), 1 e 8 ($p=0,007457$), 1 e 16 ($0,032528$), 1 e 17 ($0,026145$), 1 e 19 ($0,026591$), 1 e 20 ($0,003088$) e 2 e 20 ($0,037148$).

Tabela 5.37 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	0.476	0.369635
Lucitone curto	0.982	0.421509

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os dois ciclos.

Tabela 5.38 - Comparação do comportamento da resina Clássico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Classico Longo	1.764	0.513352
Classico Curto	1.622	0.416197

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os dois ciclos.

Tabela 5.39 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	1.484	0.758835
QC-20 fabricante	1.17	0.752164
QC-20 Curto	0.644	0.350186

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre o ciclo curto e do fabricante, porém ocorreu diferença estatisticamente significativa para o ciclo longo.

Tabela 5.40 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional.

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	0.618	0.31356
Ondacryl 90W	0.38	0.458039

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os dois ciclos.

Tabela 5.41 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional.

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	1.428	0.133116
Acron MC 90W	0.62	0.615589

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os dois ciclos.

Tabela 5.42 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional.

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	0.476	0.369635
Lucitone curto	0.982	0.421509
Classico Longo	1.764	0.513352
Classico Curto	1.622	0.416197
QC-20 Longo	1.484	0.758835
QC-20 fabricante	1.17	0.752164
QC-20 Curto	0.644	0.350186
Ondacryl 500W	0.618	0.31356
Ondacryl 90W	0.38	0.458039
Acron MC 500W	1.428	0.133116
Acron MC 90W	0.62	0.615589

Ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos: 0 (Clássico ciclo Curto) e Lucitone (ciclo longo), a resina Clássico (ciclo curto) com a Ondacryl (ciclo de 90W), a resina Clássico(ciclo longo) com a Lucitone (ciclo longo) , Clássico (ciclo longo) com a QC-20 (ciclo curto), Clássico (ciclo longo) com a Ondacryl (ciclo 500W), Clássico (ciclo longo) com a Acron MC (ciclo 90W), Clássico (ciclo longo) com a Ondacryl (ciclo 90W), QC-20 (ciclo longo) com a Ondacryl 90W).

Dessa forma podemos concluir que a variação ocorrida estatisticamente se deve aos diferentes tipos de resina e não quanto ao ciclo. Sendo que a Resina Clássico apresentou as maiores alterações quanto à posição condilar.

Medial Esquerdo

Tabela 5.43 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial esquerdo (ME).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,760000	0,365171	0,7996
1	5	0,718000	0,594996	
2	5	0,574000	0,486857	
4	5	0,778000	0,581266	
8	5	0,710000	0,656201	
15	5	1,160000	1,033900	
16	5	0,824000	0,624484	
17	5	0,906000	0,527333	
18	5	0,758000	0,432863	
19	5	0,380000	0,200375	
20	5	0,520000	0,591143	

Não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável medial esquerdo ($p=0,7996$).

Tabela 5.44 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	0.71	0.656201
Lucitone curto	1.16	1.0339

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.45 - Comparação do comportamento da resina Classico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Classico Longo	0.718	0.594996
Classico Curto	0.76	0.365171

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.46 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	0.574	0.486857
QC-20 fabricante	0.778	0.581266
QC-20 Curto	0.824	0.624484

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.47 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	0.906	0.527333
Ondacryl 90W	0.52	0.591143

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.48 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	0.758	0.432863
Acron MC 90W	0.38	0.200375

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.49 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Lucitone longo	0.71	0.656201	0,7996
Lucitone curto	1.16	1.0339	
Classico Longo	0.718	0.594996	
Classico Curto	0.76	0.365171	
QC-20 Longo	0.574	0.486857	
QC-20 fabricante	0.778	0.581266	
QC-20 Curto	0.824	0.624484	
Ondacryl 500W	0.906	0.527333	
Ondacryl 90W	0.52	0.591143	
Acron MC 500W	0.758	0.432863	
Acron MC 90W	0.38	0.200375	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Superior Esquerdo

Tabela 5.50 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior esquerdo (SE).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,920000	0,445365	0,0230*
1	5	0,834000	0,266139	
2	5	0,462000	0,318544	
4	5	0,506000	0,316670	
8	5	1,130000	0,800375	
15	5	1,672000	0,402517	
16	5	1,032000	0,609606	
17	5	0,824000	0,661158	
18	5	1,018000	0,710049	
19	5	1,638000	0,562779	
20	5	1,018000	0,700764	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

No grupo B, de acordo com o teste ANOVA, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável superior esquerdo ($p=0,0230$). O teste de Tukey mostrou que havia diferença entre os grupos 2 e 15 ($p=0,044040$).

Tabela 5.51 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	1.13	0.369635
Lucitone curto	1.672	0.800375

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.52 - Comparação do comportamento da resina Classico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Classico Longo	0.834	0.266139
Classico Curto	1.622	0.416197

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.53 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	0.462	0.318544
QC-20 fabricante	0.506	0.31667
QC-20 Curto	0.609606	0.609606

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.54 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	0.824	0.661158
Ondacryl 90W	1.018	0.700764

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.55 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	1.018	0.710049
Acron MC 90W	1.638	0.562779

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.56 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão	P(Anova)
Lucitone longo	1.13	0.369635	0,0230*
Lucitone curto	1.672	0.800375	
Classico Longo	0.834	0.266139	
Classico Curto	1.622	0.416197	
QC-20 Longo	0.462	0.318544	
QC-20 fabricante	0.506	0.31667	
QC-20 Curto	0.609606	0.609606	
Ondacryl 500W	0.824	0.661158	
Ondacryl 90W	1.018	0.700764	
Acron MC 500W	1.018	0.710049	
Acron MC 90W	1.638	0.562779	

Ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre o grupo da QC-20 (ciclo longo) com a Lucitone (ciclo curto).

Posterior Direito

Tabela 5.57 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior direito (PD).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,588000	0,367110	0,3212
1	5	0,746000	0,404821	
2	5	0,598000	0,528838	
4	5	0,678000	0,402641	
8	5	0,540000	0,396358	
15	5	0,948000	0,575778	
16	5	0,546000	0,265481	
17	5	0,634000	0,453244	
18	5	0,510000	0,330151	
19	5	0,314000	0,090443	
20	5	0,258000	0,165288	

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável posterior direito ($p=0,3212$).

Tabela 5.58 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Desvio Padrão	
	Média	
Lucitone longo	0.54	0.369635
Lucitone curto	0.948	0.396358

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.59 - Comparação do comportamento da resina Classico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Desvio Padrão	
	Média	
Classico Longo	0.746	0.404821
Classico Curto	1.622	0.416197

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.60 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	0.598	0.528838
QC-20 fabricante	0.678	0.402641
QC-20 Curto	0.265481	0.265481

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.61 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	0.258	0.453244
Ondacryl 90W	0.258	0.165288

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.62 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	0.51	0.330151
Acron MC 90W	0.314	0.090443

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.63 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Lucitone longo	0.54	0.369635	0,3212
Lucitone curto	0.948	0.396358	
Classico Longo	0.746	0.404821	
Classico Curto	1.622	0.416197	
QC-20 Longo	0.598	0.528838	
QC-20 fabricante	0.678	0.402641	
QC-20 Curto	0.265481	0.265481	
Ondacryl 500W	0.258	0.453244	
Ondacryl 90W	0.258	0.165288	
Acron MC 500W	0.51	0.330151	
Acron MC 90W	0.314	0.090443	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Medial direito

Tabela 5.64 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial direito (MD).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
0	5	0,574000	0,227002	0,6373
1	5	0,676000	0,461498	
2	5	0,542000	0,464457	
4	5	0,824000	0,498528	
8	5	0,730000	0,550500	
15	5	0,990000	0,792875	
16	5	0,650000	0,736240	
17	5	0,930000	0,552449	
18	5	0,782000	0,590229	
19	5	0,382000	0,257527	
20	5	0,320000	0,381576	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável medial direito (p=0,6373).

Tabela 5.65 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	0.73	0.5505
Lucitone curto	0.99	0.421509

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.66 - Comparação do comportamento da resina Classico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Classico Longo	0.676	0.461498
Classico Curto	1.622	0.416197

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.67 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	0.542	0.464457
QC-20 fabricante	0.824	0.498528
QC-20 Curto	0.65	0.73624

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.68 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	0.782	0.590229
Ondacryl 90W	0.382	0.257527

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.69 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	1.428	0.133116
Acron MC 90W	0.62	0.615589

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.70 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão	P(Kruskal-Wallis)
Lucitone longo	0.73	0.5505	0,6373
Lucitone curto	0.99	0.421509	
Classico Longo	0.676	0.461498	
Classico Curto	1.622	0.416197	
QC-20 Longo	0.542	0.464457	
QC-20 fabricante	0.824	0.498528	
QC-20 Curto	0.65	0.73624	
Ondacryl 500W	0.782	0.590229	
Ondacryl 90W	0.382	0.257527	
Acron MC 500W	1.428	0.133116	
Acron MC 90W	0.62	0.615589	

*significativo ao nível $\alpha=5\%$

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Superior direito

Tabela 5.71 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior direito (SD).

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p(Kruskal-Wallis)
0	5	1,448000	0,163921	0,8091
1	5	0,928000	1,186052	
2	5	1,220000	0,965686	
4	5	1,300000	0,741889	
8	5	1,378000	0,797352	
15	5	1,024000	0,576090	
16	5	1,146000	0,706491	
17	5	1,486000	0,914456	
18	5	1,044000	0,566595	
19	5	1,370000	0,208806	
20	5	1,814000	0,575917	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável superior direito (p=0,8091).

Tabela 5.72 - Comparação do comportamento da resina Lucitone quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Lucitone longo	1.378	0.797352
Lucitone curto	1.024	0.421509

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.73 - Comparação do comportamento da resina Classico quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Classico Longo	0.928	1.186052
Classico Curto	1.622	0.416197

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.74 - Comparação do comportamento da resina QC-20 quanto ao ciclo utilizando-se muralha

de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
QC-20 Longo	1.22	0.965686
QC-20 fabricante	1.3	0.741889
QC-20 Curto	1.146	0.706491

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.75 - Comparação do comportamento da resina Ondacryl quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Ondacryl 500W	1.044	0.566595
Ondacryl 90W	1.37	0.208806

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.76 - Comparação do comportamento da resina Acron MC quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão
Acron MC 500W	1.428	0.133116
Acron MC 90W	0.62	0.615589

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 5.77 - Comparação do comportamento de todas as resinas quanto ao ciclo utilizando-se muralha de gesso e fluidez convencional

Resinas e ciclo	Média	Desvio Padrão	p(Kruskal-Wallis)
Lucitone longo	1.378	0.797352	0,8091
Lucitone curto	1.024	0.421509	
Classico Longo	0.928	1.186052	
Classico Curto	1.622	0.416197	
QC-20 Longo	1.22	0.965686	
QC-20 fabricante	1.3	0.741889	
QC-20 Curto	1.146	0.706491	
Ondacryl 500W	1.044	0.566595	
Ondacryl 90W	1.37	0.208806	
Acron MC 500W	1.428	0.133116	
Acron MC 90W	0.62	0.615589	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

PARTE C

Foram comparadas as resinas acrílicas variando-se o tipo de muralha

Tabela 5.78 – Descrição do Grupo C

18	Acron Mc	3 min a 500w	Gesso	Plástica
21	Acron Mc	3 min a 500w	Silicona	Plástica
22	Acron Mc	3 min a 500w	F Silicona	Plástica

Posterior Esquerdo

Tabela 5.79 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	P(Kruskal-Wallis)
Acron MC gesso	1.428	0.133116	0,0104*
Acron MC Silicone	0.73	0.541618	
Acron MC Filme de silicone	0.436	0.344572	

*significativo ao nível $\alpha=5\%$

Ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre a Acron com muralha de gesso e a Acron MC com muralha de Filme de silicone.

Medial esquerdo

Tabela 5.80 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Acron MC gesso	0.758	0.432863	0,084415
Acron MC Silicone	0.346	0.33426	
Acron MC Filme de silicone	0.26	0.219886	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Superior esquerdo

Tabela 5.81 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Acron MC gesso	1.018	0.710049	0,955354
Acron MC Silicone	1.022	0.577598	
Acron MC Filme de silicone	0.92	0.504083	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Posterior direito

Tabela 5.82 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Acron MC gesso	0.51	0.330151	0,292872
Acron MC Silicone	0.274	0.177003	
Acron MC Filme de silicone	0.316	0.184743	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos

Medial direito

Tabela 5.83 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão
Acron MC gesso	0.782	0.590229	0,187677
Acron MC Silicone	0.318	0.321823	
Acron MC Filme de silicone	0.396	0.167123	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Superior direito

Tabela 5.84 - Comparação da Acron MC variando-se a muralha

Resinas muralhas	Média	Desvio Padrão	p(Anova)
Acron MC gesso	1.044	0.566595	0,922464
Acron MC Silicone	1.21	0.704557	
Acron MC Filme de silicone	1.032	1.004848	

Não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

6 DISCUSSÃO

6.1 Das alterações dimensionais

As pesquisas sobre alterações dimensionais sobre resinas acrílicas sempre foram motivo de estudo para se avaliarem as propriedades físico-químicas e quais as implicações clínicas que os processos de acrilização de uma prótese total interferem no mecanismo estomatognático.

As resinas acrílicas por meio de reações de polimerização atingem o seu estado final de utilização ao término de um ciclo químico e térmico, para isso muitos fatores influencia os processos de acrilização. A literatura sempre colocou alguns aspectos importantes para se acrilizar uma prótese total, seja o tipo de resina, a temperatura do ciclo térmico, o tipo de muralha, a fluidez de inclusão e outros aspectos inerentes aos processos de acrilização.

As resinas acrílicas sofrem contração de polimerização, contração esta que gira em torno de 0,3 a 0,5% em suas dimensões lineares, segundo Skinner (1949), e de 0,2 a 0,5% para Latta (1990). E ao final de um tempo determinado de uso ou estocagem em água esta contração cai para 0,1% (HARMAN, 1949; LATTA, 1990). Já para Phillips (1973) a contração volumétrica gira em torno de 21% em volume. Dessa forma podemos observar que ocorrem sempre contrações lineares e volumétricas devido à reação de polimerização e para isso diversas técnicas de processamento têm sido desenvolvidas para se minimizar os efeitos dessas contrações.

Um dos fatores muito estudados, parte do princípio que a reação de polimerização é exotérmica e para isso o controle da temperatura é um fator muito importante para que se minimize os problemas de acrilização. Temperaturas em torno dos 70°C a 75°C são muito utilizados variando-se apenas o tempo do ciclo de polimerização (em torno de 2 a 9 horas), temperaturas as quais evitam a ebulição do monômero evitando assim a formação de porosidades e conseqüente diminuição das propriedades mecânicas das próteses. (CARVALHO; COMPAGNONI; BARBOSA, 2001; CAUL; SCHOONOVER, 1949; HARMAN, 1949; HONOREZ et al., 1989; JAGGER, 1978; JAMANI; ABUZA, 1998; JEROLIMOV; BROOKS; BATES, 1989; KOMIYAMA; KAWARA, 1998; PEYTON, 1950; RIZZATI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995; SALIM; SADAMORI; HAMADA, 1992; TAKAMATA et al., 1989).

Com relação ao tempo, o ciclo longo por muitas vezes torna-se inconveniente quando se deseja rapidez para a confecção de próteses totais e isso levou muitos autores a pesquisarem os efeitos da polimerização a temperaturas mais altas e com tempos menores. Porém estes ciclos diminuem as propriedades mecânicas e aumentam a quantidade de monômero residual presente na base acrílica de uma prótese (HONOREZ et al., 1989).

A fim de se minimizar os efeitos causados pelos ciclos curtos, a tecnologia da energia de microondas foi empregada em 1968 (NISHII, 1968), na qual o autor se apoiou para realizar estudos de polimerização por energia de microondas. Dessa forma o tempo e a temperatura poderiam ser controlados com mais rapidez e segurança. A partir deste estudo outras pesquisas foram realizadas utilizando-se a energia de microondas (ILBAY; GUVENER; ALKUMRU, 1994; LAI et al., 2004;

RIZZATI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995; SALIM; SADAMORI; HAMADA, 1992). Comparando-se a utilização da energia de microondas e os banhos de água quente tradicionais, a literatura tem reportado que não ocorrem diferenças estatisticamente significantes entre os métodos (NISHII, 1968). Entretanto, estudos mais recentes salientam a importância de se selecionar a e o tempo mais adequado para a polimerização em microondas, uma vez que esta influencia as propriedades mecânicas e morfológicas (melhor adaptação) (LAI et al, 2004; RIZZATTI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995)

Os resultados do presente trabalho mostraram que não ocorreram diferenças estatisticamente significantes para as mensurações de todas as distâncias, com exceção da distância esfera condilar/parede posterior esquerda. Entretanto as diferenças estatisticamente significantes apresentadas não ocorreram devido aos ciclos de polimerização e sim devido aos diferentes tipos de resina. E o fato de apenas uma das aferições apresentar diferenças estatísticas pode nos levar a crer que o *modus operandi* pode ter sido um fator causal das diferenças estatísticas. Dessa forma a temperatura e o ciclo de polimerização vêm mais uma vez comprovar o que os estudos da literatura apresentaram.

Com relação à muralha de contenção dos dentes, os fabricantes vêm aprimorando os materiais para que ocorra uma melhora na rapidez e nos resultados obtidos com os diversos materiais empregados. Sendo assim, muitos autores compararam a utilização da muralha de sílica com a muralha de gesso, avaliando a posição dental antes e após a acrilização das próteses totais, chegando-se a conclusão de que não ocorriam diferenças estatisticamente significantes para ambos os materiais (BOMBONATTI; VIEIRA, 1978; GOMES; MORI; CORRÊA, 1997; MUENCH; UETI, 1974; RODRIGUES, 2002; ZANI; VIEIRA, 1979). Porém, mesmo

não ocorrendo diferenças estatisticamente significantes em muitos trabalhos, ocorrem alterações na posição dental independente da muralha utilizada, fato este que não deve ser creditado exclusivamente à muralha e sim às fases posteriores de processamento (COMPAGNONI et al., 1993; MUENCH; UETI, 1974). Em contrapartida, Scaranelo et al. (2002) avaliaram o uso da muralha de gesso e a muralha de silicona. Encontraram resultados que ao serem submetidos à análise estatística mostraram que a muralha de gesso apresentou uma melhor adaptação da prótese total.

Uma das vantagens propostas pelos autores com o uso da muralha de silicona em relação à muralha de gesso, advém do fato de ocorrer uma melhora no processo de demuflagem e posterior acabamento e polimento das próteses totais (GOMES; MORI; CORRÊA, 1997), ao contrário, o uso de muralha de gesso tem o inconveniente da desinclusão (SAIZAR, 1950). Fato este que foi observado durante a fase de execução do presente trabalho.

As alterações dimensionais com o uso de muralhas de silicona, filme de silicona e gesso, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para todas as variáveis com exceção à região posterior esquerda, no qual o uso da técnica fluida com o uso da resina Lucitone apresentou os piores resultados em termos de alterações dimensionais. Podendo assim nos permitir dizer que a variável fluidez interferiu neste caso.

Com relação à fluidez de inclusão, a prensagem na fase plástica muitas vezes não ocorre durante esta fase no ato de manipulação das resinas acrílicas, sendo que por muitas vezes, o operador não percebe o fato da resina no ato da prensagem não estar mais nesta fase e sim na fase borrachóide. Ao final do fechamento da mufla existe uma resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina

acrílica, provocando uma grande distribuição de estresse na prótese antes da polimerização e a manifestação prática dessa condição desigual de estresse é a movimentação de alguns dentes artificiais (MAHLER, 1951). Em estudos comparativos da técnica convencional com a técnica da resina fluida, muitos trabalhos comprovam que ocorre uma maior contração e aumento das porosidades utilizando-se a técnica da resina fluida devido à maior quantidade de monômero presente (ANTONPOULOS, 1978; CRAIG, 1997; NOGUEIRA, 1999; WINKLER, 1984).

Durante a pesquisa, a variável fluidez de inclusão e tipo de muralha foram avaliadas concomitantemente. A respeito das muralhas como foi discutido anteriormente, alterações estatisticamente significantes não foram observadas. Entretanto, quando ocorreu associação da variação dos tipos de muralha e fluidez de inclusão, o uso da técnica fluida apresentou resultados piores em relação aos da fase plástica.

Alguns cuidados a seguir foram tomados a fim de se minimizar a influência dos mesmos durante a pesquisa.

Todas as próteses foram submetidas à fase de prensagem da resina acrílica com o intuito de se minimizar os efeitos da adaptação da resina ao modelo. A literatura reporta pressões que variam de 1000 a 2000 kg (KIMPARA, 1995; SCARANELO, 2002). E ao se utilizar muflas de teflon para microondas os fabricantes recomendam não exercer pressões acima de 2000 kg a fim de não danificar a mufla. Segundo Levin (1989), a pressão utilizada no ato da colocação da resina acrílica não deve ultrapassar os 1200 psi (libras).

As alterações dimensionais ocorridas durante a fase de processamento ocorrem de forma cientificamente comprovada. E um dos agravantes após o

processamento advém do processo de demuflagem das próteses, ocorrendo as maiores alterações nesta fase (LATTA, 1990; COMPAGNONI et al., 1993; LATTA, 1990; WOELFEL; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1960). Dessa forma, autores recomendam o resfriamento da mufla em temperatura ambiente para se minimizar as alterações dimensionais ocorridas nesta fase (BOMBONATTI VIEIRA, 1978; KIMOTO et al., 2005). Na presente pesquisa, as muflas foram deixadas por pelo menos um dia sobre a bancada antes de se demuflar a prótese, pois segundo Komiyama e Kawara (1998), os resultados mostraram que as alterações dimensionais e a liberação de tensões foram menores a partir desse período. E em casos de altas temperaturas, as resinas passam do seu ponto vítreo e tornam-se amorfas, devendo-se assim esperar o seu completo resfriamento (FIRTELL; GREEN; ELANI, 1981).

As resinas acrílicas após o processamento armazenadas em líquidos sorvem água e aumentam os seus volumes (SKINNER, 1949), e retornam à sua forma dimensional inicial (ANTONPOULOS, 1978; KIMPARA, 1995; KIMPARA; MUENCH, 1996; LATTA, 1990; RIZZATI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995). Dessa forma, esperou-se 7 dias para a confecção dos calços de gesso.

Com o intuito de avaliar as alterações dimensionais das resinas, um padrão de metálico a partir da base de prova foi construído a fim de que todas as próteses tivessem uma mesma espessura e a mesma montagem de dentes. O grau de polimerização depende do tamanho e da espessura dos corpos de prova (HARMAN, 1949; SALVADOR et al., 2001) e bases espessas induzem a uma maior distorção (JAMANI; ABUZAR, 1998).

6.2 Das alterações dimensionais do Gesso

No processo de acrilização de uma prótese total uma enorme quantidade de gesso comum do tipo II é utilizada para que ocorra o preenchimento da mufla e para a confecção das muralhas de retenção dos dentes é utilizado gesso tipo III. Os cristais de hemidrato porosos e irregularmente conformados necessitam de mais água para facilitar a hidratação e a espatulação do que os cristais menos porosos e mais regularmente formados é o inverso, pois necessita de menos água. Dessa forma, a proporção água/pó influencia diretamente o tempo de presa, a resistência e a expansão de presa do gesso.

No presente trabalho, devido à enorme quantidade de próteses totais incluídas pensou-se em utilizar aditivos aceleradores para a cristalização mais rápida do gesso. Tanto na fase de inclusão das próteses na mufla, na confecção dos calços de gesso e dos modelos de gesso o tempo despendido para confecção dos mesmos levaria em média 3 horas cada um, somando-se ao total do experimento 345 horas só para se incluírem os modelos no gesso e confeccionar os calços. Entretanto, segundo Nolasco (1974) o uso de soluções endurecedoras aumentou a expansão de presa do gesso. Dessa forma, foi descartada a utilização de qualquer tipo de aditivo ou a solução de cloreto de sódio (sal). Já para Di Girolamo Netto (1989), relatou não ocorrer alterações dimensionais com o uso de cloreto de sódio

Com relação à proporção água/pó, todos os modelos, calços, muralhas de gesso e o gesso incluído nas muflas foram devidamente proporcionados a fim de não se incluir mais uma alteração dimensional indesejada. Todos os gessos sofrem

maior expansão quando expostos a quantidades menores de água (BRUKL et al., 1985; EARNSHAW, 1981).

6.3 Dos problemas articulares

O presente trabalho foi realizado utilizando-se próteses totais, as quais são utilizadas por pacientes desdentados totais. A perda dental por muitas vezes é relacionada ao início das disfunções na Articulação temporo mandibular (COSTEN, 1934; PRENTISS, 1918). E para muitos autores, o fator oclusal é a principal etiologia das Disfunções Têmporo Mandibulares (DTMs), pois a oclusão é o agente estabilizador da mandíbula. Sendo assim pode-se chamá-los de oclusionistas (CARLSSON, 1976; CELENZA, 1985; COSTEN, 1934; GIANELLY; RUBEN; RISINGER, 1970; POSSELT, 1971; PRENTISS, 1918; RAMFJORD, 1961 RICKETTS, 1955; RUBEN; RISINGER, 1970; WEINBERG, 1979)

As DTMs muitas vezes não são ocasionadas por problemas oclusais e sim por problemas musculares (SICHER, 1948), o fator muscular geralmente pode estar associado a problemas de ordem psíquica que podem levar a uma hiperfunção ou hipofunção da musculatura elevadora e abaixadora da mandíbula, gerando assim uma sobrecarga oclusal e articular. Hoje em dia, a vida dos grandes centros leva muitas pessoas a terem uma vida agitada ocasionando sintomas como o estresse. As DTMs podem ter como etiologia este problema (WEINGBERG, 1979). E como todo mecanismo do conjunto mandíbula, musculatura e articulações é guiado pelo sistema nervoso, o fator estresse deve ser levado muito em consideração. Um dos

sintomas associados à tensão psíquica e oclusal é o bruxismo. Gerando assim uma hiperatividade muscular (RAMFJORD, 1961).

As DTMs, para muitos autores, não têm uma origem específica e sim multifatorial, pois todo o sistema mastigatório está interligado e para que ocorra uma correta avaliação das DTMs não se pode ignorar todo o conjunto de músculos, articulações, oclusão e o sistema nervoso(OKESON, 1998; TAMAKI T; TAMAKI S; HVANOV, 1990; WEINBERG, 1979).

Com relação ao trabalho, avaliou-se a posição assumida pelo côndilo após a acrilização das próteses totais superiores. Os côndilos quando são submetidos a novas posições geram compressão das paredes articulares ou estiramento de ligamentos. Os côndilos quando são puxados para cima exercendo uma pressão e mantidos nessa posição por muito tempo sofrem problemas na cartilagem articular, no côndilo e no osso temporal (PRENTIS, 1918). Essa posição foi observada nos grupos 21 e 22, nos quais ocorreria compressão do lado esquerdo.

Outro fator relatado na literatura, diz respeito à compressão da parede posterior da cavidade articular, levando assim à Síndrome de Costen, que era caracterizada pela deficiência auditiva, sensação de ouvido entupido, sensação de zumbido, vertigem secura e quimadura da boca e dor na ATM. Segundo Costen (1934), isto era causado pelo deslocamento posterior do côndilo e conseqüente bloqueio do nervo auriculotemporal e do nervo corda do tímpano. Avaliando-se os resultados da pesquisa observa-se que ocorreu um deslocamento posterior da mandíbula nos grupos 0, 1, 2, 3, 4, 18, 19 e 21 e em apenas um dos lados nos grupos 5, 6, 8, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 16, 17, 20 e 22. E deslocou-se para região anterior nos grupos 7 e 12. As análises espaciais foram realizadas em um articulador, medindo-se a distância entre o poste condilar e o estojo condilar.

Entretanto Bergman e Ericson (1973) avaliaram as posições condilares com as próteses novas e antigas em oclusão habitual, para isso utilizaram exames radiográficos e tomográficos. Os resultados mostraram que a amplitude do espaço articular não foi afetada com as mudanças de altura morfológica da face provocada pelas novas próteses.

As próteses foram avaliadas apenas na relação do eixo terminal de rotação, ou seja, apenas no conjunto articular do articulador. Não foram realizadas aferições da medida de dimensão vertical de oclusão, porém muitos autores relataram o aumento de dimensão vertical após o processamento das próteses totais. As posições assumidas após o processamento, foram avaliadas apenas ao nível condilar, sendo que se deve levar em consideração o fato de que um articulador não reproduz fielmente um sistema estomatognático, pois não possui musculatura, inervações e a relação côndilo-fossa articular não possui menisco e líquido sinovial. E dessa forma, processos fisiológicos de adaptação e compensação ocorrem nos pacientes após a instalação das novas próteses (IRELAND, 1953). Caso processos fisiológicos de adaptação e compensação não ocorram, mudanças patológicas na ATM como reabsorção óssea da região subcondral, aplainamento condilar, hialinização e ossificação da cartilagem articular irão ocorrer em estágios mais avançados das DTMs (GIANELLY; RUBEN; RISINGER, 1970).

O principal efeito gerado pelas alterações dimensionais é a alteração oclusal, haja vista que as próteses totais necessitam de uma oclusão bilateral balanceada. O conforto, a estabilidade e a eficiência mastigatória tem sido reportada pelos pacientes após um ajuste oclusal das próteses (CARLSSON, 1976; DUBOJSKA; WHITE; PASIEK, 1998; POSSELT, 1971; RICKETTS, 1955; TURANO; TURANO,

1998), ocasionando assim, melhores condições para que não se desenvolvam DTMs.

Com relação ao ajuste oclusal, muitos autores têm proposto a remontagem clínica para que se faça o correto procedimento de ajuste oclusal. As próteses totais são apoiadas em mucosas orais que podem assumir as tonicidades: flácida, rígida ou resiliente. Devido a este fato, os problemas oclusais podem ser mascarados pela tonicidade da mucosa e assim um correto ajuste pode não ser realizado. Estudos comparativos realizados por Ansari et al. (1996), demonstraram a maior eficácia da remontagem clínica em relação ao ajuste feito diretamente na boca, devido ao fato de se eliminar os efeitos da resiliência da mucosa e da saliva do paciente.

6.4 Considerações finais

Esta pesquisa visou analisar diferentes técnicas de processamento das próteses totais, onde, ao se variar os processos de inclusão utilizando-se muralhas de gesso, silicone e filme de silicone, foi possível avaliar as características de cada material, entretanto não ocorreu diferenças estatisticamente significantes entre os três materiais. Com relação à fluidez e aos ciclos empregados os resultados mostraram que não ocorreram diferenças estatisticamente significantes. Algumas diferenças estatisticamente significantes ocorreram entre o uso de resinas de diferentes marcas.

Ao se avaliarem as paredes posteriores esquerda e direita, mediais esquerda e direita e superiores esquerda e direita. Dessa forma, há de se colocar em questão

qual o grau de influência que esta alteração influi no trabalho. E alterações da ordem de 0,5mm a 1.5mm são plausíveis de ajustes oclusais e adaptação da base sobre a mucosa dos pacientes, pois é certo que as próteses ao comprimirem a mucosa no ato da mastigação ou mesmo no assentamento pelo uso gera uma compressão sobre a mucosa.

Sendo assim, estudos “in vivo”, com análises a curto, médio e longo prazo devem ser feitos para se avaliar a real influência de cada prótese sobre as articulações temporomandibulares. E pesquisas imageológicas da região da ATMs , questionários sobre a qualidade das próteses e satisfação com o uso delas devem ser aplicados em uma outra metodologia, que será muito mais trabalhosa e dispendiosa para o pesquisador.

7 CONCLUSÕES

A partir da metodologia empregada nesta pesquisa e dos resultados obtidos, conclui-se que:

- 7.1 As alterações dimensionais das resinas acrílicas alteraram a posição das esferas condilares do articulador
- 7.2 Ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, principalmente para a região posterior esquerdo.
- 7.3 O ciclo empregado na polimerização não influenciou significativamente na estabilidade dimensional das próteses totais e a única diferença encontrada na etapa B envolveu a resina Clássico, que levou aos maiores deslocamentos na posição PE (posterior esquerdo).

REFERÊNCIAS¹

Aldrovandi C. Dentaduras completas. Rio de Janeiro: Ed. Científica; 1956.

Al Quran FA. A clinical evaluation of the clinical remount procedure. J Contemp Dent Pract 2005;6(1):48-55.

Ansari IH. Simplified clinical remount for complete dentures. J Prosthet Dent 1996;76(3):321-4.

Antonopoulos AN. Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. J Prosthet Dent 1978;39(6):605-9.

Bergman B, Ericson S. The effect of increasing the morphologic face height in full denture restorations on the intra-articular space in the temporo mandibular joint. Acta Odontol Scand 1973;31(2):75-8.

Berquó ES, Souza JMP, Gotlieb SLD. Bioestatística. São Paulo: EPU; 1981.

Bindo MJF. Estudo da dureza e do módulo de elasticidade na superfície de resinas acrílicas para bases de prótese total [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Bombonatti PE, Vieira DF. Influência do isolamento, tipo de resina e temperatura de abertura da mufla após a polimerização sobre a adaptação de uma base de dentaduras. Rev Fac Odontol Araçatuba 1978;7(1):119-24.

Brukl CE, Mcconnell RM, Norling BK, Collard SM. Influence of gauging water composite on dental stone expansion and setting time. J Prosthet Dent 1985;51(2):218-33.

Carlsson GE. Symptoms of mandibular dysfunction in complete denture wearers. J Dent 1976;4(6):265-70.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periodicos segundo base de dados MEDLINE.

Carvalho ALA, Compagnoni MA, Barbosa DB. Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. PGR - Pós Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos 2001;4(3):67-73.

Caul HJ, Schoonover IR. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its application for dentures. J Am Dent Assoc 1949;39(1):1-9.

Celenza FV. The condylar position: in sickness and in health (oh when do we part?). Int J Periodontics Restorative Dent 1985;5(2):38-51.

Compagnoni MA, Nogueira SS, Russi S, Lombardo JG, Ferreira PCP. Influência da união prévia dos dentes artificiais na confecção das próteses totais. Rev Assoc Paul Cirurg Dent 1993;47(4):1111-5.

Corrêa GA. Alterações dimensionais da região posterior (post-dam) da prótese total superior: contribuição para o seu estudo [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1993.

Costen JB. A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed function of the temporomandibular joint. Ann Otol Rhinol Laryngol 1934;43(1):1-15.

Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. ST Louis: Mosby; 1997.

Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Materiais Dentários: propriedades e manipulação. 3^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara; 1988.

Dubojska AM, White GE, Pasiak S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. Quintessence Int 1998;29(6):389-94.

Earnshaw R. Gessos. In: O'Brien WJ. Materiais dentários. Rio de Janeiro: Interamericana; 1981. cap. 5, p. 52-63.

Engel E, Weber H. Treatment of edentulous patients with temporomandibular disorders with implant-supported overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(6):750-64.

Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. J Prosthet Dent 1981;45(6):598-601.

Gianelly AA, Ruben MP, Risinger R. Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. *J Prosthet Dent* 1970;24(6):629-35.

Di Girolamo Netto JA, Oda M, Matson E. Contribuição para o uso da alteração dimensional dos gessos para troquel, com a presença de aditivo e cloreto de sódio. *Rev Faculdade Odontol FZL* 1989;1(2):83-95.

Gomes T, Mori M, Corrêa GA. Muralha de silicona para prótese total e prótese parcial removível. *Odonto Pope* 1997;1(2):91-6.

Goodfriend DJ. Symptomatology and treatment of abnormalities of the mandibular articulation. *Dent Cosmos* 1933;75(9):844-8.

Harman IM. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. *J Amer Dent Ass* 1949;38(2):188-203.

Honorez P, Catalan A, Angnez U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989;61(4):510-7.

Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994;21(1):103-9.

Ireland VE. The problem of "the clicking jaw". *J Prosthet Dent* 1953;3(2):200-12.

Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehabil* 1978;5(2):151-7.

Jamani KD, Abuzar MAM. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):725-9.

Jerolimov V, Brooks SC, Bates BDS. Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent Mater* 1989;5(1):18-22.

Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawara M. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. *J Dent* 2005;33(1):57-63.

Kimpara ET. Alteração dimensional e porosidade da resina acrílica para base de dentaduras, em função de variáveis de processamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.

Kimpara ET, Muench A. A influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. RPG 1996;3(2):110-4.

Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat_activated acrylic denture base resin in the mold after processing. J Prosthet Dent 1998;79(2):175-81.

Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. Dent Mater 2004;20(2):133-41.

Latta GH, Bowles WF, Conkin JE. Three dimensional stability of new denture base resin systems. J Prosthet Dent 1990;63(6):654-61.

Lechner SK, Lautenschlager EP. Monitoring dimensional changes in processed acrylic complete dentures. [abstract 105]. J Dent Res 1983;62(Spec Iss):661.

Levin B, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent 1989;61(3):381-2.

Magnunsson T. Prevalence of recurrent headache and mandibular dysfunction in patients with unsatisfactory complete dentures. Community Dent Oral Epidemiol 1980;8(3):159-64.

Magnunsson T. Changes in recurrent headache and mandibular dysfunction after treatment with new complete dentures. J Oral Rehabil 1982;9(2):95-105.

Mahler DB. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. J Prosthet Dent 1951;1(5):551-9.

Muench A, Ueti M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. Rev Fac Odontol Univ São Paulo 1974;12(1):131-8.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dent Univ 1968;2(1):23-40.

Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression and injection molded complete dentures. J Prosthet Dent 1999;83(3):291-300.

Nolasco GAB. Influência de algumas soluções salinas sobre o comprimento dos cristais, a expansão de presa e a resistência limite à compressão em três gessos odontológicos preparados na consistência normal de trabalho [Tese de Doutorado]. Londrina: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina; 1974.

Ogawa T, Tanaka M, Koyano K. Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. J Prosthet Dent 2000;84(2):222-4.

Okeson JP. Dor orofacial: guia de avaliação, diagnóstico e tratamento. Traduzido por Kátia Dmytrzenko Franco. São Paulo: Quintessence; 1998.

Paes Jr TJA. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strenght of denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 2003;30(11):1085-9.

Peyton FA. Packing and processing denture base resins. J Am Dent Assoc 1950;40(5):520-8.

Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 7th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1973. cap. 11, p. 107-9.

Posselt U. The temporomandibular joint syndrome and occlusion. J Prosthet Dent 1971;25(4):432-8.

Prentiss HJ. A preliminary report upon the temporo mandibular articulation in the human type. Dent Cosmos 1918;60(6):505-12.

Ramfjord SP. Dysfunctional temporomandibular joint and muscle pain. J Prosthet Dent 1961;11(2):353-73.

Ricketts RM. Abnormal function of the temporomandibular joint. Am J Orthod 1955;41(6):435-41.

Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água no processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Rev Odontol Univ São Paulo 1995;9(3):197-206.

Rodrigues RS. Estudo da alteração da posição dos dentes artificiais durante a fase de acrilização da prótese total em função do tipo de muralha de contenção utilizada [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Saizar P. Protesis a placa. 4ª ed. Buenos Aires: Progentral; 1950.

Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. J Prosthet Dent 1992;67(6):879-81.

Salvador MCG, Conti JV, Vieira LF, Auler e Salles M. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais: estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. Rev Fac Odontol Bauru 2001;9(3/4):105-11.

Scaranelo RM, Takeshita WM, Wang HH, Martins F, Bombonatti PE. 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. Rev Iberoam Prot Clin Lab 2002;4(19):229-33.

Sicher H. Temporomandibular articulation in mandibular overclosure. J Am Dent Assoc 1948;36(2):131-9.

Schweitzer JM. Restorative dentistry. Saint Louis: Mosby; 1947.

Skinner EW. Acrylic an appraisal of theis use in dentistry. J Am Dent Assoc 1949;39(3):261-8.

Swords RL, Latta GH Jr, Wicks RA, Huget EF. Periodic evaluation of the occlusal vertical dimension of maxillary dentures from the wax trial denture through 48 hours after polymerization. J Prosthodont 2000;9(4):189-94.

Takamata T, Sectos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J Am Dent Assoc 1989;119(2):271-6.

Tamaki T. Dentaduras completas. 4ª ed. São Paulo: Savier; 1983.

Tamaki T, Tamaki ST, Hvanov ZV. Incidência da disfunção da articulação temporomandibular em edentados totais. Rev Odontol Univ São Paulo 1990;4(2):159-63.

Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. J Am Dent Assoc 1941;28:373-87.

Turano JC, Turano LM. Fatores determinantes da oclusão em prótese total. In: Fundamentos de prótese total. 4ª ed. São Paulo: Quintessence; 1998. cap.13, p. 220-1.

Weinberg LA. Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. J Prosthet Dent 1979;41(6):636-43.

Wilding RJC, Owen CP. The prevalence of temporomandibular joint dysfunction in edentulous non-denture wearing individuals. J Oral Rehabil 1987;14:175-82.

Winkler S. Denture base resins. Dent Clin North Am 1984;28(2):287-97.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweenwy WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J Am Dent Assoc 1960;61(6):413-30.

Zani D, Vieira DF. A comparative study of silicone as a separating medium for denture processing. J Prosthet Dent 1979;42(4):386-491.

ANEXO A Análise estatística

Inicialmente, foram calculados as médias e os desvios padrões dos grupos, para as variáveis posterior esquerdo, medial esquerdo, superior esquerdo, posterior direito, medial direito e superior direito.

Verificou-se a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene, e a normalidade da distribuição pelo teste de Kolmogorov-Smirnov (Berquó, 1981). Em seguida foi utilizado o teste ANOVA para verificar se havia diferença entre as médias dos grupos, e o teste de Tukey para verificar entre quais grupos havia diferença. Quando as variâncias não eram homogêneas e/ou não havia aderência à distribuição normal, era aplicado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, e em seguida o teste de Dunn para comparações múltiplas, para identificar entre quais grupos havia diferença.

A análise estatística foi realizada no programa SPSS para Windows (versão 10.0). Foi utilizado um nível de significância α de 5% em todos os testes estatísticos.

GRUPO A

Anexo A1.- Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior esquerdo (PE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
3	5	1,680000	0,374233	0,0009*
4	5	1,170000	0,752164	
5	5	0,576000	0,508409	
6	5	0,530000	0,393827	
7	5	0,564000	0,402032	
8	5	0,476000	0,369635	
9	5	0,902000	0,172540	
10	5	0,440000	0,419345	
11	5	0,366000	0,277272	
12	5	0,524000	0,442753	
13	5	0,762000	0,688999	
14	5	0,402000	0,310355	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

ANEXO A.2 – Comparações múltiplas (teste de Tukey) entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo (PE)

Grupo	3	4	5	6	7	8	9	
3		0,821300	0,016307*	0,010305*	0,014487*	0,005934*	0,251476	0,00
4	0,821300		0,644365	0,536267	0,616362	0,413126	0,998381	0,33
5	0,016307*	0,644365		1,000000	1,000000	1,000000	0,991242	0,99
6	0,010305*	0,536267	1,000000		1,000000	1,000000	0,975611	1,00
7	0,014487*	0,616362	1,000000	1,000000		1,000000	0,988296	0,99
8	0,005934*	0,413126	1,000000	1,000000	1,000000		0,937477	1,00
9	0,251476	0,998381	0,991242	0,975611	0,988296	0,937477		0,89
10	0,004092*	0,338300	0,999998	1,000000	0,999999	1,000000	0,896543	
11	0,001862*	0,211146	0,999836	0,999986	0,999908	1,000000	0,771541	1,00
12	0,009695*	0,522194	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	0,972583	1,00
13	0,088817	0,953078	0,999950	0,999576	0,999908	0,997100	0,999997	0,99
14	0,002761*	0,268238	0,999974	0,999999	0,999988	1,000000	0,838846	1,00

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

De acordo com o teste ANOVA, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo ($p=0,0009$). De acordo com o teste de Tukey, as diferenças foram encontradas entre os grupos 3 e 5 ($p=0,016307$), 3 e 6 ($p=0,010305$), 3 e 7 ($p= 0,014487$), 3 e 8 ($p=0,005934$), 3 e 10 ($p=0,004092$), 3 e 11 ($p=0,001862$), 3 e 12 ($p=0,009695$) e 3 e 14 ($p=0,002761$).

ANEXO A 3 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial esquerdo (ME)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
3	5	0,742000	0,421806	0,9985
4	5	0,778000	0,581266	
5	5	0,760000	0,839732	
6	5	0,658000	0,442459	
7	5	0,718000	0,641927	
8	5	0,710000	0,656201	
9	5	0,758000	0,257624	
10	5	0,662000	0,467408	
11	5	0,458000	0,429267	
12	5	0,572000	0,504896	
13	5	0,638000	0,372854	
14	5	0,574000	0,395765	

Com relação à variável medial esquerdo, não houve diferença significativa entre os grupos ($p=0,9985$).

ANEXO A4 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior esquerdo (SE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
3	5	0,504000	0,388368	0,0807
4	5	0,894000	0,595886	
5	5	1,534000	0,504014	
6	5	1,046000	0,556444	
7	5	1,088000	0,470712	
8	5	1,130000	0,800375	
9	5	0,328000	0,168285	
10	5	0,712000	0,369757	
11	5	1,032000	0,335812	
12	5	1,480000	0,929059	
13	5	0,910000	0,795864	
14	5	0,600000	0,557360	

De acordo com o teste de Kruskal-Wallis, não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável medial esquerdo ($p=0,0807$).

ANEXO A.5 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior direito (PD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
3	5	0,352000	0,147885	0,1117
4	5	0,678000	0,402641	
5	5	0,296000	0,423828	
6	5	0,276000	0,189947	
7	5	0,806000	0,280945	
8	5	0,540000	0,396358	
9	5	0,204000	0,218472	
10	5	0,418000	0,176409	
11	5	0,298000	0,193054	
12	5	0,480000	0,426966	
13	5	0,632000	0,336556	
14	5	0,510000	0,416893	

Não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável posterior direito ($p=0,1117$).

ANEXO A.6 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial direito (MD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
3	5	0,642000	0,424582	0,6812
4	5	0,824000	0,498528	
5	5	0,972000	0,774287	
6	5	0,728000	0,538071	
7	5	0,780000	0,680331	
8	5	0,730000	0,550500	
9	5	0,764000	0,283072	
10	5	0,472000	0,303760	
11	5	0,284000	0,167422	
12	5	0,606000	0,544270	
13	5	0,716000	0,208519	
14	5	0,586000	0,320983	

De acordo com o teste de Kruskal-Wallis não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável medial direito ($p=0,6812$).

ANEXO A.7 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior direito (SD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
3	5	1,138000	0,454280	0,3850
4	5	1,300000	0,741889	
5	5	1,112000	0,709979	
6	5	0,430000	0,306757	
7	5	0,904000	0,591549	
8	5	1,378000	0,797352	
9	5	1,060000	0,489796	
10	5	1,048000	0,547147	
11	5	0,996000	0,585090	
12	5	1,248000	0,630095	
13	5	1,346000	0,740696	
14	5	0,658000	0,409902	

Não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável superior direito ($p=0,3850$).

GRUPO B

ANEXO B.1 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior esquerdo (PE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	1,622000	0,416197	0,000073*
1	5	1,764000	0,513352	
2	5	1,484000	0,758835	
4	5	1,170000	0,752164	
8	5	0,476000	0,369635	
15	5	0,982000	0,421509	
16	5	0,644000	0,350186	
17	5	0,618000	0,313560	
18	5	1,428000	0,133116	
19	5	0,620000	0,615589	
20	5	0,380000	0,458039	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

ANEXO B.3 – Comparações múltiplas (teste de Tukey) entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo (PE)

grupo	0	1	2	4	8	15	16	17	18	19	20
0		0,9999 96	0,9999 97	0,9318 18	0,0261 45*	0,6268 29	0,0987 78	0,0815 54	0,9999 19	0,0827 81	0,0113 10*
1	0,9999 96		0,9979 55	0,7209 32	0,0074 57*	0,3397 92	0,0325 28*	0,0261 45*	0,9911 73	0,0265 91*	0,0030 88*
2	0,9999 97	0,9979 55		0,9947 88	0,0791 46	0,8754 94	0,2459 86	0,2102 12	1,0000 00	0,2128 23	0,0371 48*
4	0,9318 18	0,7209 32	0,9947 88		0,5125 19	0,9999 39	0,8410 45	0,7986 82	0,9989 92	0,8021 13	0,3257 61
8	0,0261 45*	0,0074 57*	0,0791 46	0,5125 19		0,8700 80	0,9999 78	0,9999 96	0,1189 55	0,9999 95	1,0000 00
15	0,6268 29	0,3397 92	0,8754 94	0,9999 39	0,8700 80		0,9907 67	0,9839 72	0,9371 64	0,9846 00	0,7050 81
16	0,0987 78	0,0325 28*	0,2459 86	0,8410 45	0,9999 78	0,9907 67		1,0000 00	0,3362 53	1,0000 00	0,9987 53
17	0,0815 54	0,0261 45*	0,2102 12	0,7986 82	0,9999 96	0,9839 72	1,0000 00		0,2921 94	1,0000 00	0,9994 96
18	0,9999 19	0,9911 73	1,0000 00	0,9989 92	0,1189 55	0,9371 64	0,3362 53	0,2921 94		0,2954 51	0,0582 45
19	0,0827 81	0,0265 91*	0,2128 23	0,8021 13	0,9999 95	0,9846 00	1,0000 00	1,0000 00	0,2954 51		0,0582 45
20	0,0113 10*	0,0030 88*	0,0371 48*	0,3257 61	1,0000 00	0,7050 81	0,9987 53	0,9994 96	0,0582 45	0,2954 51	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

No grupo B, de acordo com o teste de ANOVA, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo ($p=0,000073$). De acordo com o teste de Tukey, existiam diferenças entre os grupos 0 e 8 ($p=0,026145$), 0 e 20 ($p=0,011310$), 1 e 8 ($p=0,007457$), 1 e 16 ($p=0,032528$), 1 e 17 ($p=0,026145$), 1 e 19 ($p=0,026591$), 1 e 20 ($p=0,003088$) e 2 e 20 ($p=0,037148$).

ANEXO B.4 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial esquerdo (ME)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,760000	0,365171	0,7996
1	5	0,718000	0,594996	
2	5	0,574000	0,486857	
4	5	0,778000	0,581266	
8	5	0,710000	0,656201	
15	5	1,160000	1,033900	
16	5	0,824000	0,624484	
17	5	0,906000	0,527333	
18	5	0,758000	0,432863	
19	5	0,380000	0,200375	
20	5	0,520000	0,591143	

Não houve diferença significativa entre os grupos com relação à variável medial esquerdo ($p=0,7996$).

ANEXO B.5 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior esquerdo (SE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,920000	0,445365	0,0230*
1	5	0,834000	0,266139	
2	5	0,462000	0,318544	
4	5	0,506000	0,316670	
8	5	1,130000	0,800375	
15	5	1,672000	0,402517	
16	5	1,032000	0,609606	
17	5	0,824000	0,661158	
18	5	1,018000	0,710049	
19	5	1,638000	0,562779	
20	5	1,018000	0,700764	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

ANEXO B.6 – Comparações múltiplas (teste de Tukey) entre os grupos com relação a variável superior esquerdo (ME)

grupo	0	1	2	4	8	15	16	17	18	19
0		1,0000 00	0,9633 38	0,9817 44	0,9999 39	0,5564 94	1,0000 00	1,0000 00	1,0000 00	0,6210 40
1	1,0000 00		0,9917 54	0,9969 62	0,9987 14	0,3987 72	0,9999 65	1,0000 00	0,9999 82	0,4592 50
2	0,9633 38	0,9917 54		1,0000 00	0,7130 68	0,0440 40*	0,8641 70	0,9933 12	0,8811 32	0,0561 21
4	0,9817 44	0,9969 62	1,0000 00		0,7871 61	0,0601 88	0,9130 32	0,9976 56	0,9258 26	0,0760 17
8	0,9999 39	0,9987 14	0,7130 68	0,7871 61		0,8967 80	1,0000 00	0,9983 01	1,0000 00	0,9292 43
15	0,5564 94	0,3987 72	0,0440 40*	0,0601 88	0,8967 80		0,7612 20	0,3817 00	0,7375 39	1,0000 00
16	1,0000 00	0,9999 65	0,8641 70	0,9130 32	1,0000 00	0,7612 20		0,9999 44	1,0000 00	0,8147 60
17	1,0000 00	1,0000 00	0,9933 12	0,9976 56	0,9983 01	0,3817 00	0,9999 44		0,9999 71	0,4411 49
18	1,0000 00	0,9999 82	0,8811 32	0,9258 26	1,0000 00	0,7375 39	1,0000 00	0,9999 71		0,7934 44
19	0,6210 40	0,4592 50	0,0561 21	0,0760 17	0,9292 43	1,0000 00	0,8147 60	0,4411 49	0,7934 44	
20	1,0000 00	0,9999 82	0,8811 32	0,9258 26	1,0000 00	0,7375 39	1,0000 00	0,9999 71	1,0000 00	0,6210 40

No grupo B, de acordo com o teste ANOVA, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável superior esquerdo ($p=0,0230$). O teste de Tukey mostrou que havia diferença entre os grupos 2 e 15 ($p=0,044040$).

ANEXO B.7 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior direito (PD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
0	5	0,588000	0,367110	0,3212
1	5	0,746000	0,404821	
2	5	0,598000	0,528838	
4	5	0,678000	0,402641	
8	5	0,540000	0,396358	
15	5	0,948000	0,575778	
16	5	0,546000	0,265481	
17	5	0,634000	0,453244	
18	5	0,510000	0,330151	
19	5	0,314000	0,090443	
20	5	0,258000	0,165288	

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável posterior direito (p=0,3212).

ANEXO B.8 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial direito (MD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
0	5	0,574000	0,227002	0,6373
1	5	0,676000	0,461498	
2	5	0,542000	0,464457	
4	5	0,824000	0,498528	
8	5	0,730000	0,550500	
15	5	0,990000	0,792875	
16	5	0,650000	0,736240	
17	5	0,930000	0,552449	
18	5	0,782000	0,590229	
19	5	0,382000	0,257527	
20	5	0,320000	0,381576	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável medial direito (p=0,6373).

ANEXO B.9 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior direito (SD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
0	5	1,448000	0,163921	0,8091
1	5	0,928000	1,186052	
2	5	1,220000	0,965686	
4	5	1,300000	0,741889	
8	5	1,378000	0,797352	
15	5	1,024000	0,576090	
16	5	1,146000	0,706491	
17	5	1,486000	0,914456	
18	5	1,044000	0,566595	
19	5	1,370000	0,208806	
20	5	1,814000	0,575917	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

Não houve diferença entre os grupos com relação a variável superior direito (p=0,8091).

GRUPO C

ANEXO C.1 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior esquerdo (PE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (Kruskal-Wallis)
18	5	1,428000	0,133116	0,0104*
21	5	0,730000	0,541618	
22	5	0,436000	0,344572	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

ANEXO C.2 – Comparações múltiplas (teste de Dunn) entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo (PE)

grupo	18	21	22
18		0,085132	0,011226*
21	0,085132		1,000000
22	0,011226*	1,000000	

* significativo ao nível $\alpha = 5\%$

No grupo C, de acordo com o teste de Kruskal-Wallis, havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável posterior esquerdo ($p=0,0104$). O teste de Dunn mostrou que havia diferença entre os grupos 18 e 22 ($p=0, 0,011226$).

ANEXO C.3 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial esquerdo (ME)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
18	5	0,758000	0,432863	0,084415
21	5	0,346000	0,334260	
22	5	0,260000	0,219886	

De acordo com o teste ANOVA, não havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável medial esquerdo ($p=0,084415$).

ANEXO C.4 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior esquerdo (SE)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
18	5	1,018000	0,710049	0,955354
21	5	1,022000	0,577598	
22	5	0,920000	0,504083	

De acordo com o teste ANOVA, não havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável superior esquerdo ($p=0,955354$).

ANEXO C.5 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável posterior direito(PD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
18	5	0,510000	0,330151	0,292872
21	5	0,274000	0,177003	
22	5	0,316000	0,184743	

De acordo com o teste ANOVA, não havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável posterior direito ($p=0,292872$).

ANEXO C.6 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável medial direito (MD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
18	5	0,782000	0,590229	0,187677
21	5	0,318000	0,321823	
22	5	0,396000	0,167123	

De acordo com o teste ANOVA, não havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável medial direito ($p=0,187677$).

ANEXO C.7 - Média e desvio padrão dos grupos experimentais com relação a variável superior direito (MD)

GRUPOS	n	Média	Desvio padrão	p (ANOVA)
18	5	1,044000	0,566595	0,922464
21	5	1,210000	0,704557	
22	5	1,032000	1,004848	

De acordo com o teste ANOVA, não havia diferença significativa entre os grupos com relação a variável superior direito ($p=0,922464$).

ANEXO D1 - gráfico Box Plot Posterior izquierdo etapa A

ANEXO D2 - gráfico Box Plot medial izquierdo etapa A

ANEXO D3 - gráfico Box Plot Superior izquierdo etapa A

ANEXO D4 - gráfico Box Plot Posterior Direito etapa A

ANEXO D5 - gráfico Box Plot medial direito etapa A

ANEXO D6 - gráfico Box Plot Posterior esquerdo etapa A

ANEXO E.1 - gráfico Box Plot Posterior esquerdo etapa B

ANEXO E.2 - gráfico Box Plot Medial esquerdo etapa B

Anexo E.3 - gráfico box plot superior izquierdo etapa B

ANEXO E.4 - gráfico Box Plot Posterior Direito etapa B

ANEXO E.5 - gráfico Box Plot Medial Direito etapa B

ANEXO E.6 - gráfico Box Plot Superior direito etapa B

ANEXO F.1 - gráfico Box Plot Posterior izquierdo etapa C

ANEXO F.2 - gráfico Box Plot Medial esquerdo etapa C

ANEXO F.3 - gráfico Box Plot Superior esquerdo etapa C

ANEXO F.4 - gráfico Box Plot Posterior direito etapa C

ANEXO F.5 - gráfico Box Plot Medial Direito etapa C

ANEXO F.6 - gráfico Box Plot Superior Direito etapa C