

RODRIGO GONÇALVES SOARES

**Avaliação das propriedades mecânicas dos polipropilenos
utilizados para a confecção de placas oclusais**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo para obtenção do grau de Doutor em Odontologia na área de Odontologia Restauradora.

Orientador: Marcelo Oliveira Mazzetto

Ribeirão Preto

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA À FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Soares, Rodrigo Gonçalves

Avaliação das propriedades mecânicas dos polipropilenos utilizados para a confecção de placas oclusais.

68 p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Odontologia Restauradora.

Orientador: Mazzetto, Marcelo Oliveira.

1. Eletromiografia. 2. Disfunção Temporomandibular. 3. Fadiga Neuromuscular. 4. Músculos da Mastigação.



Este trabalho de pesquisa foi realizado no Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo.

FOLHA DE APROVAÇÃO

SOARES R.G. Avaliação das propriedades mecânicas dos polipropilenos utilizados para a confecção de placas oclusais.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo para obtenção do grau de Doutor em Odontologia na área de Odontologia Restauradora.

Orientador: Marcelo Oliveira Mazzetto

Aprovado em ___/___/___

BANCA EXAMINADORA

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

“Só sabemos com exatidão quando sabemos pouco; à medida que vamos adquirindo conhecimentos, instala-se a dúvida”.

Johann Goethe

Dedicatória

À Deus, permanente luz do meu caminho.

Aos meus pais, Luzia e Florindo, exemplos de carinho e renúncia a favor dos filhos, que foram e ainda o são peça chave de minha formação. Acreditaram, contribuíram e compartilharam com a idealização de meus sonhos, sem permitir que nada me faltasse.

Ao meu irmão, Rogério, companheiro de perseverança e busca por realizações pessoais. O fato de ser meu irmão já basta para os meus motivos de orgulho e alegria.

Fazemos juntos, parte de um todo, e é a vocês que dedico este Trabalho.

Agradecimentos Especiais

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. **Marcelo de Oliveira Mazzetto**, mestre insubstituível. Meu carinho, admiração e respeito, que soube reger com sabedoria e discernimento o seu orientado.

*“Há os homens que lutam um dia;
e por isso são bons;
Há aqueles que lutam muitos dias;
E por isso são muito bons;
Há aqueles que lutam anos;
E são melhores ainda;
Porém há aqueles que lutam toda vida;
Esses são imprescindíveis”*

Bertold Brecht

Ao Dr. **André Luis Botelho** pela amizade, companhia e confiança. Agradeço com veemência a sua ajuda e amizade.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

A **todos os professores da FORP- USP**. Especialmente aos do Departamento de Odontologia Restauradora. Muitíssimo obrigado pela disponibilidade, amizade e principalmente pela imprescindível contribuição na minha formação.

À **minha família em Jaboticabal – SP**, pela referência de uma vida simples e consistente.

A todos os funcionários da FORP- USP. Especialmente aos **Srs. Carlos, Rosângela, Maria Isabel, Maria Amália, Luiza, Patrícia e Reginaldo** pelo carinho e dedicação que sempre prontamente me atenderam.

As pessoas amigas como **André, Renata e Erick**. Obrigado por terem participado desta etapa da minha vida e por amenizarem o fenômeno “saudades de casa”. A vocês, minha profunda gratidão e amizade.

Aos **alunos de graduação da FORP-USP**, com quem pude aprender durante a realização do Programa de Aperfeiçoamento de Ensino – PAE.

A **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, FORP- USP. Por ter me recebido na graduação e pós-graduação. Muito obrigado por possibilitar a mim e a demais brasileiros uma formação profissional sólida e de qualidade.

A **CAPES**, pelo apoio financeiro tornando exequível este trabalho.

Muito obrigado ainda a todas as pessoas que tenham auxiliado direta ou indiretamente este projeto.

Meus sinceros agradecimentos.

Resumo

RESUMO

SOARES, R. G. **Avaliação das propriedades mecânicas dos polipropilenos utilizados para a confecção de placas oclusais.** 2013. 68p. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

O objetivo desse estudo foi avaliar algumas propriedades mecânicas como a rugosidade de superfície, microdureza, módulo de elasticidade e resistência flexural dos polipropilenos em comparação com as resinas acrílicas. Para avaliação das propriedades foram confeccionados doze corpos de prova (65 x 10 x 3 mm) de cada marca comercial de resina acrílica: Vipi Flash (autopolimerizável), Vipi Wave (termopolimerizável por calor de microondas), Vipi Crill, Lucitone, QC-20 (termopolimerizáveis por calor de banho de água); e Bioflex (termoplástico do tipo rígido) e Flexsystem (termoplástico do tipo flexível). As médias e desvios padrões do teste de rugosidade superficial em Ra foram Vipi Flash ($0,10 \pm 0,03$); Vipi Wave ($0,10 \pm 0,02$); Vipi Cril ($0,12 \pm 0,04$); Lucitone ($0,10 \pm 0,02$); QC-20 ($0,11 \pm 0,03$); Bioflex ($0,13 \pm 0,01$) e Flexsystem ($0,10 \pm 0,02$). Microdureza Knoop: Vipi Flash ($15,36 \pm 0,32$); Vipi Wave ($16,60 \pm 0,87$); Vipi Cril ($18,89 \pm 2,10$); Lucitone ($15,73 \pm 0,33$); QC-20 ($15,91 \pm 0,47$); Bioflex ($71,64 \pm 3,99$) e Flexsystem ($65,37 \pm 7,08$). Módulo de elasticidade: Vipi Flash ($2952,76 \pm 292,12$); Vipi Wave ($2511,69 \pm 304,09$); Vipi Cril ($2745,61 \pm 288,86$); Lucitone ($1904,53 \pm 149,05$); QC-20 ($1913,86 \pm 147,80$); Bioflex ($523,57 \pm 151,19$) e Flexsystem ($367,04 \pm 171,61$). Resistência flexural: Vipi Flash ($81,62 \pm 4,62$); Vipi Wave ($83,52 \pm 8,42$); Vipi Cril ($64,17 \pm 5,23$); Lucitone ($74,71 \pm 9,03$); QC-20 ($75,80 \pm 8,44$); Bioflex ($22,99 \pm 5,46$) e Flexsystem ($22,99 \pm 7,59$). O polipropileno Bioflex apresentou o maior valor de rugosidade de superfície ($p < 0,05$) e microdureza Knoop ($p < 0,01$), quando comparado com as demais resinas avaliadas; e os polipropilenos Bioflex e Flexsystem apresentaram os menores valores do módulo de elasticidade ($p < 0,01$) e resistência flexural ($p < 0,01$), quando comparado com as demais resinas avaliadas.

Palavras-chave: placa oclusal, resina acrílica, polipropileno, propriedades mecânicas.

Abstract

ABSTRACT

SOARES, R. G. Evaluation of mechanical properties of the polypropylene used for the preparation of occlusal splints. 2013. 68f. Thesis (PhD in Restorative Dentistry) - Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

The aim of this study was to evaluate the mechanical properties such as surface roughness, hardness, elastic modulus and flexural strength of polypropylene compared to acrylic resins. To evaluate the properties were made twelve specimens (65 x 10 x 3 mm) of each brand acrylic resin: Vipi Flash (self-curing), Vipi Wave (thermo microwave heat), Vipi Cril, Lucitone QC - 20 (thermo heat water bath) and Bioflex (thermoplastic rigid type) and Flexsystem (thermoplastic flexible type). The means and standard deviations of the test surface roughness in Ra were Vipi Flash (0.10 ± 0.03); Vipi Wave (0.10 ± 0.02); Vipi Cril (0.12 ± 0.04); Lucitone (0.10 ± 0.02); QC -20 (0.11 ± 0.03) Bioflex (0.13 ± 0.01) and FlexSystem (0.10 ± 0.02). Knoop hardness: Vipi Flash (15.36 ± 0.32); Vipi Wave (16.60 ± 0.87); Vipi Cril (18.89 ± 2.10); Lucitone (15.73 ± 0.33); QC- 20 (15.91 ± 0.47); Bioflex (71.64 ± 3.99) and FlexSystem (65.37 ± 7.08). Modulus of elasticity: Vipi Flash (2952.76 ± 292.12); Vipi Wave (2511.69 ± 304.09); Vipi Cril (2745.61 ± 288.86); Lucitone (1904.53 ± 149.05), QC- 20 (1913.86 ± 147.80); Bioflex (523.57 ± 151.19) and FlexSystem (367.04 ± 171.61). Flexural strength: Vipi Flash (81.62 ± 4.62); Vipi Wave (83.52 ± 8.42); Vipi Cril (64.17 ± 5.23); Lucitone (74.71 ± 9.03); QC- 20 (75.80 ± 8.44) ; Bioflex (22.99 ± 5.46) and FlexSystem ($22,99 \pm 7,59$). Polypropylene Bioflex showed the highest surface roughness ($p < 0.05$) and Knoop hardness ($p < 0.01$), when compared to other resins evaluated, and polypropylenes Bioflex and FlexSystem showed the lower modulus of elasticity ($p < 0.01$), and flexural strength ($p < 0.01$) as compared with other resins evaluated.

Keywords: occlusal splint, acrylic resin, polypropylene, mechanical properties.

Sumário

SUMÁRIO

Resumo	
Abstract	
1. INTRODUÇÃO.....	19
2. PROPOSIÇÃO.....	25
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
4. RESULTADOS.....	39
5. DISCUSSÃO.....	51
6. CONCLUSÃO.....	59
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63

Introdução

1. INTRODUÇÃO

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa e sua natureza não está completamente esclarecida (VISSER et al., 1995; LANDULPHO et al., 2004). O uso de placa oclusal é considerado uma forma efetiva no tratamento de disfunções temporomandibulares, uma vez que é uma terapia conservadora, não invasiva e reversível (DAO e LAVIGNE, 1998) para muitos pacientes que possuem hábitos parafuncionais (AMORIN et al., 2010).

Estes dispositivos intraorais estão indicados para os mais variados tratamentos de diversas desordens, tais como: desordens do sono, migrânea do tipo tensional, Parkinson e apinéia (DAO, LAVIGNE, 1998). No entanto são os cirurgiões dentistas que predominantemente utilizam as placas oclusais para proteger os dentes de danos resultantes das forças de contração dos músculos mandibulares, para reduzir a dor orofacial pelo relaxamento dos músculos mastigatórios, como prevenção de desgaste dental em pacientes com bruxismo e em atletas (DAO, LAVIGNE, 1998), no entanto tais dispositivos devem possuir adequada resistência, resiliência e dureza (ANUSAVICE, 2003) e ser capazes de resistir às forças mastigatórias, força de impacto, e desgaste excessivo que podem ocorrer na cavidade oral, principalmente em pacientes que apresentam um quadro típico de hiperfunção.

O material mais comumente utilizado desde 1940, para a fabricação de próteses, confecção de dentes artificiais, base de dentaduras, selas de próteses parciais removíveis (O'BRIEN, 1997; ANUSAVICE, 2003) e placas oclusais (PAIVA E MAZZETTO, 2008) é o polimetil metacrilato (PMMA), uma resina acrílica. São materiais com excelentes propriedades estéticas, são de fácil processamento e fáceis de serem reparadas. Existem vários tipos de resinas acrílicas, como as termopolimerizáveis por banho de água e por calor de microondas, as fotopolimerizáveis e as autopolimerizáveis ou quimicamente ativadas (O'BRIEN, 1997; ANUSAVICE, 2003; PAIVA, MAZZETTO, 2008).

Pesquisadores da universidade de Milão na Itália desenvolveram uma placa oclusal que utiliza resinas acrílicas autopolimerizáveis denominada de (FARC) Functional Anatomy Research Center (FERRARIO; SFORZA; 1994; FERRARIO ET AL., 2002), esta placa se tornaria mais facilmente confeccionada, minimizando o

tempo laboratorial e os custos. As resinas autopolimerizáveis têm como vantagem a fácil demuflagem, precisão dimensional e podem apresentar maior resistência flexural do que as termopolimerizáveis (ANUSAVICE, 2003). Como desvantagens podem apresentar fraturas com o tempo, possuem maior quantia de monômero residual em relação às termopolimerizáveis que acarretaria em porosidade interna e superficial decorrentes da volatilização do monômero, instabilidade de cor, reduzida rigidez e falha na adesão dental (O'BRIEN, 1996; ANUSAVICE, 2003), além da contração de polimerização e a indução de tensões que podem produzir alterações dimensionais e diminuição da resistência à fratura (ANUSAVICE, 2003).

Portanto um dos grandes inconveniente das resinas autopolimerizáveis é a presença do monômero residual que pode ser liberado na saliva e pode causar reações adversas tais como vermelhidão, inchaço e dor na mucosa oral. O monômero residual é proporcional ao tempo de cozimento de uma resina termopolimerizável, ou seja, quanto maior for o tempo de aquecimento menor a quantidade de monômero residual estará presente (BAYRAKTARA; DURANB; GUVENER, 2003).

Para que uma resina sintética, seja utilizada na Odontologia, ela deve exibir qualidade excepcionais no que diz respeito a sua estabilidade química e dimensional. Além disso, ainda deve possuir propriedades que tornem o seu processamento relativamente fácil. A resina deve ser resistente, dura, mas não friável (ANUSAVICE, 2003). Muitos fatores afetam as propriedades das resinas acrílicas, incluindo a composição química da cadeia, o grau de polimerização e o número de ramificações e ligações cruzadas entre a cadeia polimérica. Os polímeros também se expandem devido à pequena absorção de água que normalmente ocorre (O'BRIEN, 1996). No geral, longas cadeias e alto peso molecular resultam no aumento da força, dureza, rigidez e resistência à fratura (UZUN; HERSEK; TINÇER, 1999) com um aumento na fragilidade das resinas acrílicas, o que pode limitar a sua utilização em situações de sobrecarga (VOJDANI, REZAEI, ZAREEIAN, 2008).

Como alternativa, ao PMMA, tem sido proposto o uso de resinas termoplásticas para confecção de próteses (BORAL, CHOWDHARY, KUMAR, 2013). O polipropileno origina-se de uma resina termoplástica produzida a partir do gás propileno que é um subproduto da refinação do petróleo. Em seu estado natural, a resina é semi-translúcida e leitosa e de excelente coloração, podendo posteriormente ser aditivado ou pigmentado. O polipropileno é um tipo de polímero que pode ser

moldado usando apenas aquecimento, ou seja, é um termoplástico. Possui propriedades muito semelhantes às do polietileno, mas com ponto de amolecimento mais elevado. Dentre suas principais propriedades, pode-se citar: baixo custo; elevada resistência química e a solventes; fácil moldagem; fácil coloração; atóxico; alta resistência à fratura por flexão ou fadiga; boa resistência ao impacto acima de 15 °C; boa estabilidade térmica; sensível à luz UV e agentes de oxidação, sofrendo degradação com maior facilidade (ZEN, 2008). Devido à sua biocompatibilidade e biodegradabilidade os polipropilenos têm sido amplamente utilizados em aplicações biomédicas (KASPER, et al., 2009).

Para analisar o polipropileno foram propostos vários ensaios mecânicos para se certificar que este material poderá ser um possível substituto das resinas acrílicas e que assim possam ser facilmente utilizados principalmente para a confecção de placas oclusais. Para tanto foi proposta a análise da rugosidade superficial uma vez que quando devidamente utilizadas às placas oclusais acabam sendo desgastadas pelo paciente tornando-a mais rugosa e muitas vezes formando trincas por toda a placa oclusal. A rugosidade superficial é amplamente investigada, pois indica as características da polimerização, uma vez que resinas mal polimerizadas podem apresentar superfície irregular. A rugosidade de superfície de 0,30 mm pode ser sentida pela língua, tendo assim um impacto negativo no conforto do paciente (ZORTUK, et al., 2008). Estas irregularidades na superfície são áreas de depósitos ideais para a colonização de microorganismos, a retenção ocorre preferencialmente em superfícies ásperas fornecendo proteção contra forças de cisalhamento, que seriam capazes de remover tais microorganismos (SOUZA JUNIOR, et al., 2006). Assim, quando há um aumento na rugosidade superficial pode resultar em um aumento de acúmulo de biofilme (BOLLEN, LAMBRECHTS, QUIRYNEN, 1997; SOUZA JUNIOR, et al., 2006). Estudos têm demonstrado que a diminuição da rugosidade em superfícies duras reduz a formação de placa (ZORTUK, et al., 2008) Porém, técnicas convencionais de polimento não são capazes de deixar as superfícies completamente lisas, facilitando o acúmulo de microorganismos (VERRAN, MARYAN, 1997).

Uma propriedade importante a ser avaliada é a dureza superficial, pois esta propriedade pode simular um possível desgaste da placa em hábitos parafuncionais tais como o bruxismo. A dureza mede a resistência de um material à penetração de

um dispositivo colocado sobre a superfície do mesmo por um determinado período de tempo, deixando uma impressão (endentação).

Outra propriedade importante para avaliar a resistência das placas oclusais é a utilização do módulo de elasticidade que representa a rigidez de um material, o qual é avaliado pela curva da porção elástica de um gráfico tensão/deformação (ANUSAVICE, 2003). Segundo este mesmo autor, por meio deste teste pode-se estimar um possível desempenho clínico do material sob cargas mastigatórias, uma vez que o módulo de elasticidade avalia a rigidez necessária para fornecer conforto ao paciente durante a mastigação sem que este material seja fletido, o que levaria a uma situação de desconforto (DOGAN et al., 2008). Quanto menor for a deformação para uma dada tensão, maior será o valor do módulo de elasticidade. A magnitude do módulo de elasticidade é um fator de influência na intensidade dos estresses gerados durante o endurecimento da resina (ANUSAVICE, 2003).

Tanto o PMMA quanto o polipropileno devem ter força suficiente e resiliência para não apenas suportar cargas mastigatórias normais, mas altas tensões súbitas (O'BRIEN, 1996) tais como as causadas pelo apertamento dental e/ou bruxismo.

A resistência flexural ou módulo de ruptura ou resistência transversa representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura (DOGAN et al., 2008), é feito por meio de um teste de três pontos, que mede a tensão de tração/compressão e de cisalhamento de espécimes em forma de barras quando submetidos a uma carga (GAROUSHI, VALLITTU e LASSILA, 2008). Na região superior há a tensão de compressão e na região inferior há a tensão de tração, ou também comumente denominada de alongamento (ANUSAVICE, 2003). Falha flexural dos materiais é considerada a principal falha clínica e tem sido explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em regiões de concentração de tensões (KANIE et al., 2000; DOGAN et al., 2008). A resistência depende da composição da resina, da técnica de processamento e do meio em que a resina ficará exposta (ANUSAVICE, 2003). Clinicamente, a fratura de próteses e/ou placas oclusais está relacionada com esforços mastigatórios excessivos principalmente em pacientes que apresentem um hábito parafuncional como o bruxismo e/ou apertamento dental.

Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar as propriedades mecânicas do polipropileno, por meio dos testes de microdureza, rugosidade de superfície, módulo de elasticidade e resistência flexural; e comparar esses resultados com os obtidos para as resinas acrílicas convencionais utilizadas na confecção de placas oclusais.

Materiais e Métodos

3. MATERIAIS E MÉTODO

Este estudo foi constituído por sete grupos com doze espécimes em cada grupo (7 x 12 = 84 corpos de prova). Cinco grupos eram de diferentes marcas comerciais e tipos de polimerização de resinas acrílicas e os outros dois grupos eram compostos por resinas termoplásticas sintéticas (polipropileno) representadas na Tabela 1.

Confecções dos corpos de prova de resina acrílica

Para os ensaios, uma matriz de Teflon (Teflon DuPont, Wilmington, Del) foi construída com 67 mm, 12 mm e 3 mm. As matrizes foram incluídas em gesso-pedra tipo III (Herodent/Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) espatulado manualmente e vazado no interior de uma mufla (Fig. 1 a), e foram aguardados 30 minutos para a presa do gesso, permanecendo o molde para a confecção dos corpos-de-prova de resina acrílica com as mesmas dimensões da matriz (Fig. 1 b e c).

Tabela 1. As marcas comerciais e tipo de polimerização das resinas acrílicas

Resinas	Nome/Fabricante	Polimerização
Vipi Flash	Vipi, Pirassununga, SP, Brasil	Autopolimerizável
Vipi Wave	Vipi, Pirassununga, SP, Brasil	Termopolimerizável por calor de microondas
Vipi Crill	Vipi, Pirassununga, SP, Brasil	Termopolimerizável por calor de banho de água
Lucitone	Dentsply Intl, York, USA	Termopolimerizável por calor de banho de água
QC-20	Dentsply Intl, York, USA	Termopolimerizável por calor de banho de água
FLEXSYSTEM	Inovaflexdent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	Termoplástico tipo flexível
BIOFLEX	Inovaflexdent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	Termoplástico tipo rígido



Figura 1. a) matrizes de teflon incluídas no gesso; b e c) desinclusão das matrizes.

O pó (polímero) da resina foi pesado em balança de precisão (Metter Toledo, Micronal S/A, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 2) e o líquido (monômero) foi aspirado por meio de uma pipeta acoplado a um pipetador (Bel-art products, Spain). A proporção entre o polímero e o monômero não foi alterada e foram seguidas as recomendações do fabricante.



Figura 2. Pesagem da resina acrílica e do polipropileno.

Previamente à colocação da resina acrílica, a mufla foi isolada por uma fina camada de isolante Cel Lac (SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) (Fig. 3 a). Em um pote de vidro com tampa o monômero foi despejado e sobre ele o pó foi dispensado, por meio de uma espátula nº 7, e deste forma foram misturados até obtenção de uma mistura homogênea, até a saturação do conjunto. Após atingir a fase plástica a resina foi vertida sobre as marcações feitas pela matriz com ligeiro excesso

para permitir que o escoamento fosse uniforme durante o procedimento de prensagem. A prensagem foi realizada por meio de uma prensa hidráulica (Midas Dental Products VH, Araraquara, SP, Brasil) (Fig. 3 b) de forma lenta e gradual, até se estabelecer uma pressão de 1000 KgF.

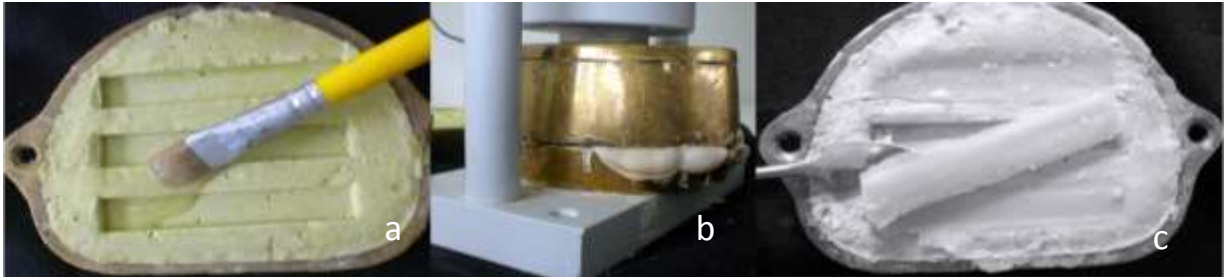


Figura 3. a) isolamento da gesso; b) prensagem da mufla; c) desinclusão da resina acrílica.

Para a resina termoativada por calor de microondas a mufla foi aparafusada e levada a um microondas (Panasonic, Manaus, AM, Brasil), já para as resinas termopolimerizáveis por banho de água e autopolimerizável procedeu-se a prensagem manual a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as paredes durante o período de polimerização das resinas acrílicas. Para os procedimentos de polimerização as recomendações dos respectivos fabricantes foram seguidas criteriosamente.



Figura 4. Resina termoplástica sintética Bioflex e Flexsystem

Confecções dos corpos de prova de polipropileno

Para a resina termoplástica sintética Bioflex e Flexsystem (Fig. 4), foram feitas modificações na mufla metálica para que fosse possível que o material pudesse escoar entre as marcações deixadas pelas matrizes de teflon de um modo homogêneo. Após o aquecimento em uma máquina de aquecimento específica (Termotron, São Bernardo do Campo, SP, Brasil) (Fig. 5) para a termopolimerização da resina sintética, foi aguardado a temperatura de 240 graus, por um tempo de 20 minutos, para que o material pudesse ser capaz de escoar por entre os moldes da mufla.



Figura 5. Termopolimerizadora.

Após o resfriamento da mufla os corpos-de-prova foram desincluídos (Fig. 3 c) e armazenados em água destilada, à temperatura ambiente. Posteriormente a demuflagem, os excessos de resina acrílica e resina termoplástica sintética foram desgastados com o auxílio de uma broca de tungstênio Maxicut (Edenta AG, Switzerland) (Fig. 6 a e b). O polimento para todos os corpos de prova foi por meio de lixas de carborundum (Noroton, Indústria e Comercio Limitada, São Paulo-S.P., Brasil) nas granulações de 200, 500, 600, 800 e 1200, acopladas em uma lixadeira elétrica (Struers DPU-10, Panambra, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 6 c) finalizando, com feltro e pasta alumina (Arotec, São Paulo, SP, Brasil) para o teste de microdureza Knoop.

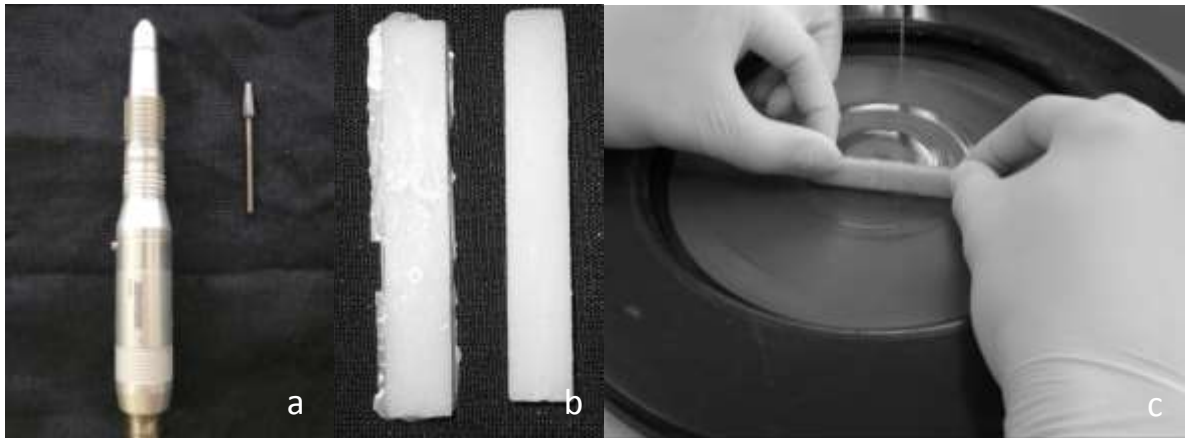


Figura 6. Acabamento e polimento dos corpos de prova: a) micromotor e maxicut; b) a direita corpo de prova após acabamento; c) polimento com tiras de lixa.

Os corpos-de-prova de prova em resina acrílica e resina termoplástica sintética foram confeccionados de acordo com as especificações da “International Organization Standardization” (ISO) (ISO 10477:1992/Amd 1:1998) (Fig.7).

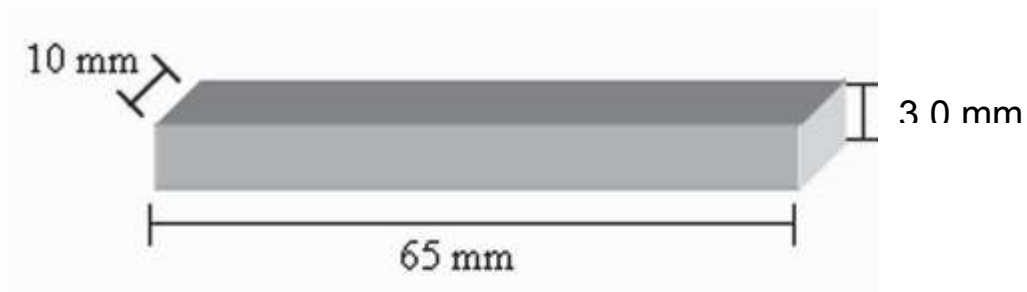


Figura 7. Esquema do corpo-de-prova em resina acrílica.

Ensaio de Rugosidade Superficial

A rugosidade superficial mensurada em μm (Ra) foi analisada por meio de um aparelho Mitutoyo® (SJ – 201P, Japan), de alta sensibilidade, com ponta analisadora esférica de diamante, utilizada para medir a rugosidade superficial de forma quantitativa. A ponta analisadora percorre a superfície e por meio de um software processa e interage a informação. Três leituras ao longo dos corpos-de-prova foram

realizadas: uma central e as demais nas extremidades. O valor da rugosidade utilizado foi à média aritmética das leituras.

Ensaio de microdureza Knoop

Para o ensaio de dureza Knoop foram utilizados doze corpos-de-prova para cada marca comercial de resina. As medidas de dureza Knoop foram efetuadas em um aparelho HMV (Micro Hardness Tester, Shimadzu, Japan) usando uma carga de 25 gramas por 30 segundos de tempo para cada penetração, num total de cinco penetrações para cada corpo-de-prova. Cada uma destas penetrações formava um losango (Fig. 8) a partir da mensuração de sua maior diagonal dada em mm, cujo valor é aplicado em uma fórmula matemática calculado automaticamente pelo microdurômetro para obtenção dos resultados da dureza Knoop, que era dado pela média dos valores das marcações medidas.



Figura 8. Representação da marcação feita pela ponta do microdurômetro.

Ensaio de Módulo de Elasticidade e Resistência Flexural

O ensaio mecânico para o registro da resistência flexural, módulo de elasticidade e carga de ruptura foi realizado por meio de do teste de carga de três pontos, em uma máquina de ensaio universal (Emic DL 2000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 200 N. Os corpos-de-prova eram posicionados na máquina (Fig. 9), com distância de 50 mm entre os apoios e velocidade de 5 mm/min, e flexionados até ocorrer a fratura. A máquina ligada a um computador passava as medidas dos valores em Kgf que foram convertidos em Newtons pela relação $1 \text{ N} = 9,81 \text{ Kgf}$. Estes valores em Newton é que seriam utilizados para o cálculo do módulo de elasticidade e resistência flexural.

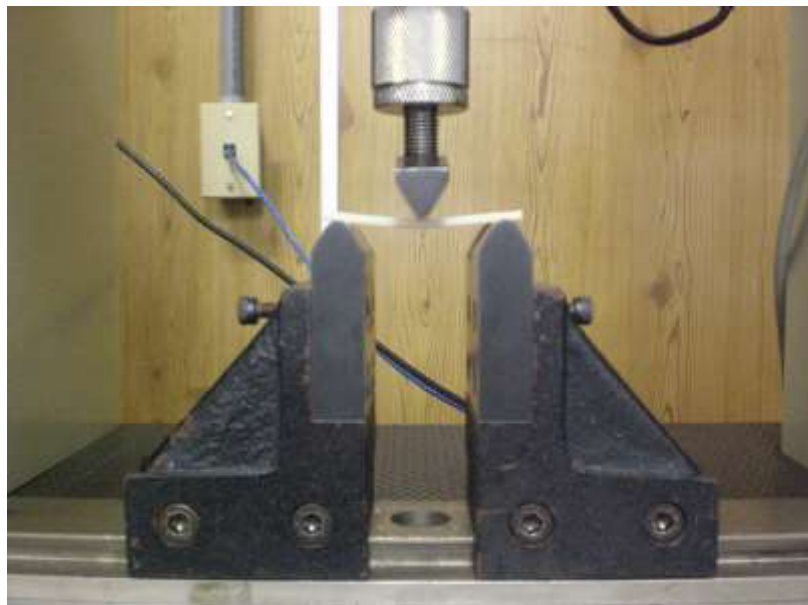


Figura 9. Máquina de ensaios universais.

Módulo de Elasticidade

O módulo de elasticidade é calculado pela seguinte fórmula: $E = \frac{l^3 P}{4 F b h^3}$, em que E é o módulo de elasticidade em MPa (Mega Pascal), l é a distância entre os

suportes, que era constante 50 mm, **P** é a carga da deformação elástica em N, **F** é a deflexão dos corpos-de-prova em milímetros, **b** é a largura dos corpos-de-prova em milímetros, e **h** é a espessura dos corpos-de-prova em milímetros.

Resistência Flexural

A resistência flexural é calculada pela fórmula: $S = \frac{3PI}{2bd^2}$ onde: **S** = resistência à flexão ou resistência flexural ou módulo de ruptura (N / mm²), **P** = Carga de fratura (N), **I** = Distância entre os apoios (mm), **b** = Largura do corpo-de-prova (mm), **d** = espessura do corpo-de-prova (mm).

Análise Estatística

Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de aderência curva normal. Para os dados que apresentaram distribuição normal foi utilizada a análise de variância (ANOVA) seguida do pós-teste de Tukey, quando apropriado. Para os dados que apresentaram distribuição não-normal foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis seguido do pós-teste de Fischer, quando apropriado. O nível de significância foi estabelecido a 5% para ambos os testes estatísticos.

Resultados

4. RESULTADOS

Rugosidade de superfície

O menor valor de rugosidade (0,10 Ra) foi observado nas resinas Vipi Wave, Vipi Flash, Lucitone e Flexsystem, enquanto o maior valor (0,13 Ra) na resina termoplástica Bioflex (Tabela 1). A análise estatística (Teste t) evidenciou que houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre as resinas avaliadas (Tabela 2).

Tabela 1. Valores médios (Ra) e desvios-padrões das resinas analisadas.

Resinas	Média (\pm desvio padrão)
Vipi Wave	0.10(\pm 0.02)
Vipi Flash	0.10(\pm 0.03)
Vipi Crill	0.12(\pm 0.04)
Lucitone	0.10(\pm 0.02)
QC-20	0.11(\pm 0.03)
Bioflex	0.13(\pm 0.01)
Flexsystem	0.10(\pm 0.02)

Houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre as resinas Vipi Wave e Vipi Crill ($< 0,05$), Vipi Wave e Bioflex ($< 0,01$), Vipi Flash e Vipi Crill ($< 0,05$), Vipi Flash e Bioflex ($< 0,01$), Vipi Crill e Lucitone ($< 0,05$), Vipi Crill e Flexsystem ($< 0,05$), Lucitone e Bioflex ($< 0,01$), Bioflex e Flexsystem ($< 0,01$) (Tabela 2).

Tabela 2. Resultado do Teste T entre as resinas analisadas.

Teste t	Diferença	t	(p)
Vipi Wave e Vipi Flash	0.0017	0.1607	ns
<i>Vipi Wave e Vipi Crill</i>	0.0250	24.112	< 0.05
Vipi Wave e Lucitone	0.0017	0.1607	ns
Vipi Wave e QC-20	0.0119	11.520	ns
<i>Vipi Wave e Bioflex</i>	0.0294	28.399	< 0.01
Vipi Wave e Flexsystem	0.0014	0.1340	ns
<i>Vipi Flash e Vipi Crill</i>	0.0233	22.505	< 0.05
Vipi Flash e Lucitone	0.0033	0.3215	ns
Vipi Flash e QC-20	0.0103	0.9913	ns
<i>Vipi Flash e Bioflex</i>	0.0278	26.791	< 0.01
Vipi Flash e Flexsystem	0.0003	0.0268	ns
<i>Vipi Crill e Lucitone</i>	0.0267	25.720	< 0.05
Vipi Crill e QC-20	0.0131	12.592	ns
Vipi Crill e Bioflex	0.0044	0.4287	ns
<i>Vipi Crill e Flexsystem</i>	0.0236	22.773	< 0.05
Lucitone e QC-20	0.0136	13.128	ns
<i>Lucitone e Bioflex</i>	0.0311	30.006	< 0.01
Lucitone e Flexsystem	0.0031	0.2947	ns
QC-20 e Bioflex	0.0175	16.879	ns
QC-20 e Flexsystem	0.0106	10.181	ns
<i>Bioflex e Flexsystem</i>	0.0281	27.059	< 0.01

No gráfico 1, nota-se os valores de rugosidade superficial mostrados na Tabela 1. Pode-se observar que as resinas Vipi Wave, Vipi Flash, Lucitone e Flexsystem, exibiram valores semelhantes de rugosidade superficial (Ra), enquanto o maior valor foi apresentado pela resina termoplástica Bioflex.

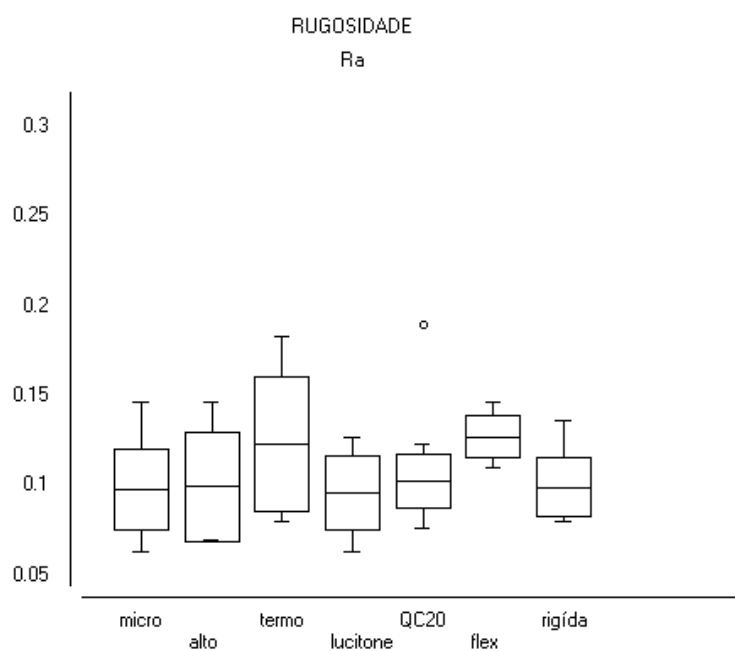


Grafico 1. Rugosidade superfície de diferentes tipos e marcas comerciais.

Microdureza Knoop

A análise de variância (ANOVA - TUKEY) indicou diferença estatisticamente significativa entre as marcas comerciais das resinas analisadas ao nível de significância de ($p < 0.01$). A resina Bioflex apresentou o maior valor de dureza Knoop ($71,63 \pm 3,99$), enquanto a resina Vipi Flash exibiu o menor valor ($15,36 \pm 0,32$) (Tabela 3).

Tabela 3. Dureza Knoop (Kg/mm^2)- médias e desvios-padrões

Resinas	Média (\pm desvio padrão)
Vipi Wave	16.60(± 0.87)
Vipi Flash	15.36(± 0.32)
Vipi Crill	18.89(± 2.10)
Lucitone	15.73(± 0.33)
QC-20	15.91(± 0.47)
Bioflex	71.63(± 3.99)
Flexsystem	65.37(± 7.08)

Houve diferença estatística significativa ($p < 0,01$) entre as resinas Vipi Wave e Bioflex, Vipi Wave e Flexsystem, Vipi Flash e Flexsystem, Vipi Flash e Bioflex, Vipi Crill e Bioflex, Vipi Crill e Flexsystem, (Tabela 4).

Tabela 4. Resultado do Teste Tukey entre as resinas analisadas.

Tukey	Diferença	Q	(p)
Vipi Wave e Vipi Flash	12.450	13.485	ns
Vipi Wave e Vipi Crill	22.875	24.777	ns
Vipi Wave e Lucitone	0.8750	0.9478	ns
Vipi Wave e QC-20	0.6900	0.7474	ns
<i>Vipi Wave e Bioflex</i>	550.242	596.004	< 0.01
<i>Vipi Wave e Flexsystem</i>	487.617	528.171	< 0.01
Vipi Flash e Vipi Crill	35.325	38.262	ns
Vipi Flash e Lucitone	0.3700	0.4008	ns
Vipi Flash e QC-20	0.5550	0.6012	ns
<i>Vipi Flash e Bioflex</i>	562.692	609.490	< 0.01
<i>Vipi Flash e Flexsystem</i>	500.067	541.656	< 0.01
Vipi Crill e Lucitone	31.625	34.255	ns
Vipi Crill e QC-20	29.775	32.251	ns
<i>Vipi Crill e Bioflex</i>	527.367	571.227	< 0.01
<i>Vipi Crill e Flexsystem</i>	464.742	503.393	< 0.01
Lucitone e QC-20	0.1850	0.2004	ns
<i>Lucitone e Bioflex</i>	558.992	605.482	< 0.01
<i>Lucitone e Flexsystem</i>	496.367	537.648	< 0.01
<i>QC-20 e Bioflex</i>	557.142	603.478	< 0.01
<i>QC-20 e Flexsystem</i>	494.517	535.645	< 0.01
<i>Bioflex e Flexsystem</i>	62.625	67.833	< 0.01

No gráfico 2, pode-se observar os dados da microdureza Knoop (Kg/mm²) mostrados na Tabela 3. Nota-se que os valores das resinas Bioflex e Flexsystem são maiores que os valores das demais resinas analisadas.

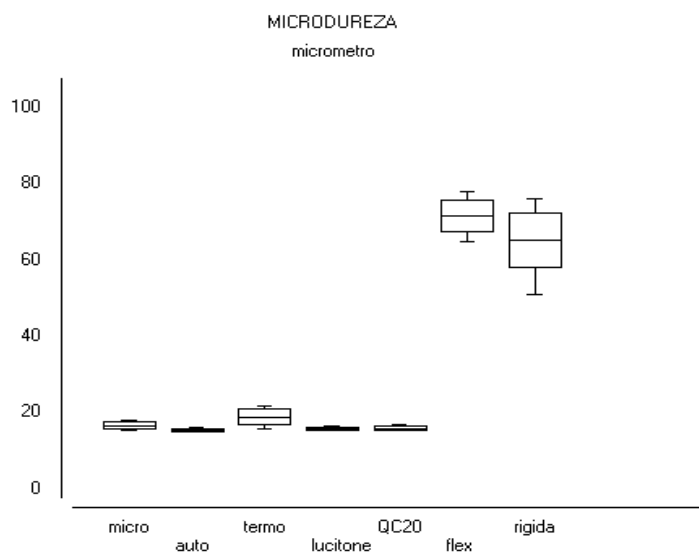


Grafico 2. Microdureza Knoop das resinas analisadas.

Módulo de elasticidade

A Tabela 5 mostra os valores do módulo de elasticidade (MPa) - médias e desvios-padrão das resinas analisadas. Pode-se observar que os menores valores são apresentados pelas resinas Bioflex e Flexsystem.

Tabela 5. Módulo de Elasticidade (MPa) - médias e desvios-padrão em relação ao fator marca comercial da resina

Resinas	Média (\pm desvio padrão)
Vipi Wave	2511.69(\pm 304.09)
Vipi Flash	2952.76(\pm 292.12)
Vipi Crill	2745.61(\pm 288.86)
Lucitone	1904.53(\pm 149.05)
QC-20	1913.86(\pm 147.80)
Bioflex	523.57(\pm 151.19)
Flexsystem	367.04(\pm 171.61)

A análise estatística (ANOVA - TUKEY) indicou semelhança ($p < 0.01$) entre o módulo de elasticidade das resinas Vipi Wave e Vipi Crill, e também entre as resinas Vipi Flash e Vipi Crill, Lucitone e QC-20, Bioflex e Flexsystem.

Tabela 6. Resultado do Teste Tukey entre as resinas analisadas.

Tukey	Diferença	Q	(p)
<i>Vipi Wave e Vipi Flash</i>	4.410.725	67.599	< 0.01
<i>Vipi Wave e Vipi Crill</i>	2.339.242	35.851	ns
<i>Vipi Wave e Lucitone</i>	6.071.550	93.053	< 0.01
<i>Vipi Wave e QC-20</i>	5.978.258	91.623	< 0.01
<i>Vipi Wave e Bioflex</i>	19.881.217	304.702	< 0.01
<i>Vipi Wave e Flexsystem</i>	21.446.483	328.691	< 0.01
<i>Vipi Flash e Vipi Crill</i>	2.071.483	31.748	ns
<i>Vipi Flash e Lucitone</i>	10.482.275	160.653	< 0.01
<i>Vipi Flash e QC-20</i>	10.388.983	159.223	< 0.01
<i>Vipi Flash e Bioflex</i>	24.291.942	372.301	< 0.01
<i>Vipi Flash e Flexsystem</i>	25.857.208	396.291	< 0.01
<i>Vipi Crill e Lucitone</i>	8.410.792	128.905	< 0.01
<i>Vipi Crill e QC-20</i>	8.317.500	127.475	< 0.01
<i>Vipi Crill e Bioflex</i>	22.220.458	340.553	< 0.01
<i>Vipi Crill e Flexsystem</i>	23.785.725	364.543	< 0.01
<i>Lucitone e QC-20</i>	93.292	0.1430	ns
<i>Lucitone e Bioflex</i>	13.809.667	211.649	< 0.01
<i>Lucitone e Flexsystem</i>	15.374.933	235.638	< 0.01
<i>QC-20 e Bioflex</i>	13.902.958	213.078	< 0.01
<i>QC-20 e Flexsystem</i>	15.468.225	237.068	< 0.01
<i>Bioflex e Flexsystem</i>	1.565.267	23.989	ns

No gráfico 3, pode-se observar os dados do módulo de elasticidade (MPa) mostrados na Tabela 5. Nota-se que os valores das resinas Bioflex e Flexsystem são menores que os valores das demais resinas analisadas; as resinas QC-20 e Lucitone apresentam os valores intermediários; enquanto que as resinas Vipi Wave, Vipi Flash e Vipi Crill apresentam os maiores valores.

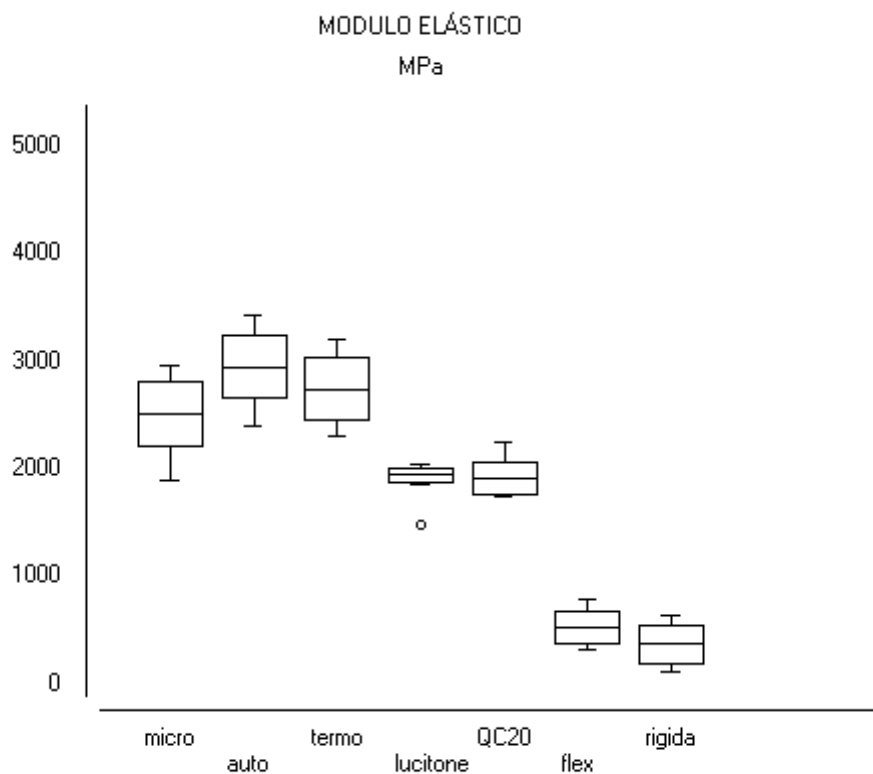


Gráfico 3. Módulo de elasticidade das resinas analisadas.

Resistência flexural

Na Tabela 7, pode-se observar os valores da resistência flexural em MPa das resinas avaliadas. Observa-se que os valores das resinas Bioflex e Flexsystem são os menores apresentados.

Tabela 7. Resultado do teste de Anova entre resinas: valores médios (MPa) e desvios-padrões.

Resinas	Média (\pm desvio padrão)
Vipi Wave	83.52(\pm 8.42)
Vipi Flash	81.62(\pm 4.62)
Vipi Crill	64.17(\pm 5.23)
Lucitone	74.71(\pm 9.03)
QC-20	75.80(\pm 8.44)
Bioflex	22.99(\pm 5.46)
Flexsystem	22.99(\pm 7.59)

A análise estatística (ANOVA-TUKEY) revelou diferença significativa ($p < 0.01$) na resistência flexural entre as resinas analisadas (Tabela 8). As resinas Vipi Wave e Vipi Flash, Vipi Wave e Lucitone, Vipi Wave e QC-20, Vipi Flash e Lucitone, Vipi Flash e QC-20, Lucitone e QC-20 e Bioflex e Flexsystem apresentaram semelhança entre si.

Tabela 8. Resultado do teste de Tukey entre resinas.

Tukey	Diferença	Q	(p)
Vipi Wave e Vipi Flash	19.075	0.8824	ns
<i>Vipi Wave e Vipi Crill</i>	193.492	89.510	< 0.01
Vipi Wave e Lucitone	88.100	40.755	ns
Vipi Wave e QC-20	77.225	35.725	ns
<i>Vipi Wave e Bioflex</i>	605.375	280.049	< 0.01
<i>Vipi Wave e Flexsystem</i>	605.308	280.018	< 0.01
<i>Vipi Flash e Vipi Crill</i>	174.417	80.686	< 0.01
Vipi Flash e Lucitone	69.025	31.931	ns
Vipi Flash e QC-20	58.150	26.900	ns
<i>Vipi Flash e Bioflex</i>	586.300	271.225	< 0.01
<i>Vipi Flash e Flexsystem</i>	586.233	271.194	< 0.00
<i>Vipi Crill e Lucitone</i>	105.392	48.755	< 0.05
<i>Vipi Crill e QC-20</i>	116.267	53.785	< 0.01
<i>Vipi Crill e Bioflex</i>	411.883	190.539	< 0.01
<i>Vipi Crill e Flexsystem</i>	411.817	190.508	< 0.01
Lucitone e QC-20	10.875	0.5031	ns
<i>Lucitone e Bioflex</i>	517.275	239.294	< 0.01
<i>Lucitone e Flexsystem</i>	517.208	239.263	< 0.01
<i>QC-20 e Bioflex</i>	528.150	244.325	< 0.01
<i>QC-20 e Flexsystem</i>	528.083	244.294	< 0.01
Bioflex e Flexsystem	0.0067	0.0031	ns

No gráfico 4, pode-se observar os dados da resistência flexural (MPa) mostrados na Tabela 7. Nota-se que os valores das resinas Bioflex e Flexsystem são menores que os valores das demais resinas analisadas.

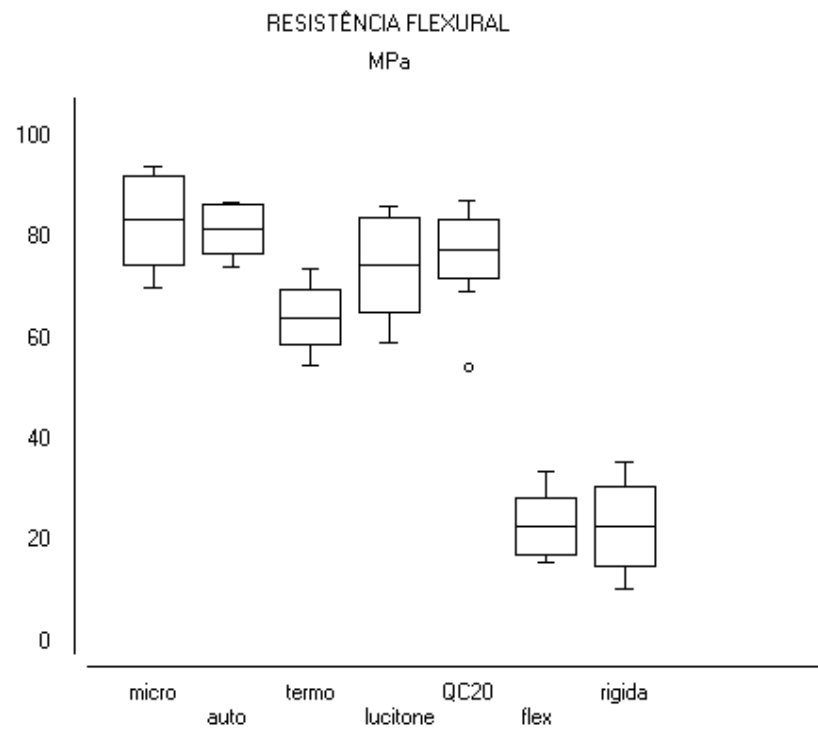


Gráfico 4. Resistência flexural das resinas analisadas.

Discussão

5. DISCUSSÃO

Rugosidade de Superfície

É importante que a rugosidade superficial dos materiais utilizados em dispositivos intraorais seja avaliada antes do uso na boca. A rugosidade de superfície pode causar descoloração do dispositivo, ser uma fonte de desconforto para o paciente e pode também contribuir para a colonização microbiana e formação do biofilme e a aderência de *Candida albicans* (YAMAUCHI et al., 1990; RADFORD et al., 1998; ABUZAR et al., 2010). O aumento na presença de *Candida* nas próteses orais está relacionado com estomatites apresentada pelos pacientes (BARBEAU et al., 2003). Este conceito é de importância clínica, pois as superfícies lisas impedem a formação de biofilme (BERGER, et al., 2006; ZORTUK, et al., 2008).

No presente estudo o menor valor de rugosidade (0,10 Ra) foi observado nas resinas Vipi Wave, Vipi Flash, Lucitone e Flex System, enquanto o maior valor (0,13 Ra) na resina termoplástica Bioflex (Tabela 1). Essa diferença de rugosidade pode ter ocorrido devido à alta temperatura que o polipropileno é submetido, a qual poderia levar a desintegração da superfície do molde, temperatura esta mais elevada da qual o PMMA é submetido. Outro fator que poderia explicar o aumento da rugosidade da resina termoplástica Bioflex é o fato do material ser injetado à alta pressão no molde (ABUZAR et al., 2010).

Essa diferença pode ter ocorrido devido às diferenças nas propriedades físicas dos materiais analisados (ANUSAVICE, 2003). Estudos mostram que resinas termoplásticas são mais difíceis de serem polidas, pois o aquecimento sofrido pelo material durante o polimento poderia causar imperfeições (ABUZAR et al., 2010). Por isso pesquisadores recomendam cuidados no enceramento para diminuir a necessidade do corte excessivo por brocas no ajuste das próteses. É necessário um polimento úmido e, mesmo assim, na inspeção visual da superfície, o brilho do PMMA parece maior em comparação com o das resinas termoplásticas (ABUZAR et al., 2010).

No entanto, mesmo a resina Bioflex tendo apresentado o maior valor de rugosidade superficial, este valor está abaixo do nível de aceitabilidade clínica que é de 0,2 μm (ABUZAR et al., 2010). Além disso, vale lembrar que o polimento utilizado na prática clínica difere do que é realizado em estudos como este. Por exemplo, o polimento nem sempre é realizado em superfícies completamente planas como os dos corpos de prova, e a velocidade e a pressão dos rotatórios são difíceis de serem padronizados (ZORTUK, et al., 2008).

Segundo Berger, et al., em 2006, as resinas termopolimerizáveis apresentaram menor rugosidade do que as resinas autopolimerizáveis. Estes autores esclarecem que a autopolimerização da resina acrílica tende a ter uma superfície mais áspera do que as outras resinas acrílicas termopolimerizáveis, pois o polímero da resina autopolimerizável pode ter um maior tamanho de partícula de acrílico que os outros tipos de resinas termoativas. O que não foi verificado neste estudo em que a resina autopolimerizável apresentou um comportamento semelhante ao das demais resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas, provavelmente porque foram seguidas todas as recomendações do fabricante.

Em relação à rugosidade de superfície, estudos clínicos e laboratoriais são necessários para investigar se o nível de rugosidade conseguido após o polimento dos materiais é suficiente para prevenir a colonização bacteriana e fúngica da superfície do polipropileno.

Microdureza Knoop

O teste de microdureza pode ser usado para prever o desgaste que os materiais odontológicos podem sofrer quando submetidos a tensões (CRAIG, POWERS, 2002). A microdureza Knoop é um método válido para avaliar a rigidez dos materiais (LOW, 1998). Adequada rigidez fornece conforto e estabilidade (O'BRIEN, 1996). O teste de microdureza Knoop consiste em verificar a capacidade que a superfície de um material tem de resistir à penetração de um ponto sob uma determinada carga (ANUSAVICE, 2003). Ele é uma maneira simples e eficaz de

avaliar o grau de conversão do monômero em polímero (O'BRIEN, 1996) durante a reação de polimerização de resinas acrílicas (ANUSAVICE, 2003).

Muitos fatores afetam as propriedades das resinas acrílicas, incluindo a composição química da cadeia, o grau de polimerização e o número de ramificações e ligações cruzadas entre a cadeia polimérica (ANUSAVICE, 2003).

Alguns trabalhos encontraram diferenças entre as resinas termoativadas e autoativadas e explicam que a maior dureza encontrada nas resinas termoativadas sugere uma menor quantidade de monômero residual e uma melhor conversão do monômero em polímero durante a reação de polimerização (LEE, LAI, HSU, 2002; VALLITTU, RUYTER, BUYKUILMAZ, 1998; IVKOVIĆ et al., 2013).

No presente estudo não foi observada diferenças significantes entre as resinas acrílicas (Tabela 4). Provavelmente devido ao fato que todo o processo de manipulação dos materiais seguiu de forma rígida as normas dos fabricantes. Assim, problemas como o excesso de monômero residual pode não ter ocorrido no presente estudo, não afetando suas propriedades.

Os resultados obtidos neste estudo para os grupos de resina acrílica estão de acordo com os encontrados na literatura. Consani et al., 2009 relataram que os valores de microdureza Knoop para resinas acrílicas variam entre 11,53 e 18,53. Outro trabalho de Ucar, Akova e Aysan, 2010, também encontraram valores dentro desta faixa de variação: resina SR-Ivocap (13.48 ± 1.4) e resina Meliodent (16.9 ± 1.0). No presente estudo os valores para as resinas acrílicas variaram de 15,73 ($\pm 0,33$) para a resina Lucitone e 18,89 ($\pm 2,10$) para a Vipi Crill.

De acordo com as propriedades do polipropileno pode-se observar que nos resultados deste estudo as resinas termoplásticas Bioflex e Flexystem apresentaram o maior valor de microdureza Knoop em comparação com as demais resinas avaliadas (Tabela 3). O fato de um material ter maior valor de microdureza, não significa que é o mais indicado para confecção de placas oclusais, pois poderiam provocar desgaste dental. Aurélio, et al, 2007 encontraram valores de microdureza da dentina de dentes permanentes de $93,3 \pm 8,7$ e em dentes decíduos de $104 \pm 9,7$. Considerando que a resina termoplástica Bioflex apresentou o valor de 71.63 (± 3.99) os riscos de desgaste dental provocado pelo atrito do material com os dentes devem ser investigados em trabalhos futuros.

Módulo de Elasticidade

A resistência de resinas acrílicas empregadas para confecção de placas oclusais é determinada pela resistência do material à propagação de fendas e fratura, as quais podem ocorrer devido às resistências flexural, ao impacto e à fadiga inadequada (BURNS; BECK; NELSON, 2003).

As forças mastigatórias diminuem da região de molares para a de incisivos, sendo que a força média nos primeiros e segundos molares varia entre 441 e 981 N, nos pré-molares entre 245 e 491 N, nos caninos entre 147 e 368 N e nos incisivos entre 98 e 270 N (KUMBULOGLU; ÖZCAN; USER, 2008).

O módulo de elasticidade é uma constante que relaciona tensão e deformação na região elástica linear e é a medida da rigidez do material em relação à transferência de tensão (DOGAN et al., 2008). Quanto menor a deformação para uma determinada tensão, maior o valor do módulo de elasticidade (ANUSAVICE, 2003).

As resinas acrílicas por serem materiais rígidos apresentaram maiores valores de módulo de elasticidade em comparação aos valores das resinas termoplásticas (Bioflex e Flexystem). Eram esperados tais resultados para as resinas termoplásticas visto que são matérias flexíveis. O polipropileno possui uma boa resistência ao impacto e resistência à ruptura, devido a sua natureza emborrachada, permitindo assim uma melhor absorção da energia de impacto (VALIMM, 2007).

As resinas acrílicas utilizadas para confecção de placas oclusais devem apresentar módulo de elasticidade elevado, pois a falta de rigidez acarreta flexão da estrutura do polímero causando fratura do material (ANUSAVICE, 2003; BETTENCOURT et al., 2010). No entanto as resinas termoplásticas, apesar do baixo módulo de elasticidade, não se fraturaram, apenas ocorreu sua flexão.

Resistência Flexural

A resistência de resinas acrílicas empregadas para confecção de placas oclusais é determinada pela resistência do material à propagação de fendas e fratura,

as quais podem ocorrer devido às resistências flexurais, ao impacto e à fadiga inadequada (BURNS; BECK; NELSON, 2003). Para avaliar as resinas utilizadas neste estudo foi proposta a análise também pelo teste de resistência flexural, uma vez que representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra a fratura (GAROUSHI, VALLITTU, LASSILA, 2008). Além disto, o teste determina a quantidade de distorção esperada (CRAIG; POWER, 2004).

A resistência flexural de um material é uma combinação das resistências de compressão, tração e cisalhamento; à medida que as resistências compressivas e de tração aumentam, a força requerida para fraturar o material também aumenta (JOHN; GANGADHAR; SHAH, 2001).

Valores de resistência flexural obtidos em ensaios laboratoriais, sob carga estática, podem não refletir as condições encontradas na cavidade bucal, mas são úteis para comparar materiais para confecção de dispositivos intraorais testados em uma situação controlada (HASELTON; DIAZ-ARNOLD; VARGAS, 2002).

Os resultados deste estudo evidenciaram diferenças significantes na resistência flexural entre as resinas acrílicas e as termoplásticas. Sendo que os valores de resistência flexural das resinas acrílicas variaram de 64,17 MPa (Vipi Crill) a 83,52 MPa (Vipe Wave) enquanto as resinas termoplásticas apresentaram valores de 22,99 MPa (mas com desvio-padrão diferente). Devido à flexibilidade apresentada pelo polipropileno, nenhum corpo de prova foi rompido neste teste, diferente do que houve com os corpos de prova de resina acrílica, onde todos foram rompidos.

Haselton; Diaz-Arnold; Vargas (2002) salientaram em seu estudo que diferenças na resistência flexural de resinas para confecção de placas oclusais, podem ser parcialmente atribuídas a diferenças na composição química. O que pode explicar as diferenças encontradas nos valores de resistência flexural para as resinas deste estudo.

A temperatura de processamento do polipropileno é um fator extremamente importante ao se analisar as melhores condições de processamento (NOGUEIRA et al., 1999). Diante disso, Silva, 2006, empregou temperaturas de 190 e 200°C com prensagem manual e posteriormente a pressão de 10 e 32 MPa. O melhor resultado foi obtido na temperatura de 200°C sob pressão de 32 MPa num tempo fixado de 20 minutos. Os demais processamentos levaram ao aparecimento de bolhas e vazios na estrutura do material. Nogueira et al (1999)

observaram que esses vazios ou bolhas de ar proporcionam propriedades mecânicas indesejáveis ao produto final. No presente estudo o processamento se deu a 240°C com pressão manual, o que pode ter levado ao aparecimento de bolhas e vazios no material, o que pode explicar os valores baixos de resistência flexural do polipropileno em relação às resinas acrílicas.

Pode-se esperar que em trabalhos futuros que se empregue outra metodologia com alteração no processamento do material ou mesmo com a adição de fibras de reforço, valores de resistência flexural superiores ao encontrado por este estudo sejam obtidos.

Devido à natureza particular dos ingredientes encontrados nos materiais utilizados, segredos de fábrica, algumas perguntas podem ficar sem resposta.

Uma vez que a Disfunção da Articulação Temporomandibular (DTM) é um distúrbio funcional muito destrutivo para os dentes, provocando erosão, abrasão, mobilidade dental e oclusal e danos aos tecidos de suporte, o portador dessa patologia necessitaria de placa confeccionada em resina com maior dureza superficial e resistência para suportar as tensões exercidas ou uma resina capaz de dissipar melhor as tensões recebidas sem fraturar, como as resinas termoplásticas avaliadas no presente estudo.

Em comparação com o PMMA, devido a sua maior flexibilidade, os dispositivos interoclusais de polipropileno possuem uma melhor retenção, exigindo menos modificações dentais. Também tem sido relatado que essa flexibilidade promove um maior conforto ao paciente (ABUZAR et al., 2010). Portanto as próteses termoplásticas tais como os polipropilenos utilizados neste estudo, poderiam ser uma boa alternativa para os pacientes com hipersensibilidade ao monômero do PMMA.

No entanto, mais pesquisas são necessárias para determinar se as resinas termoplásticas são alergênicas ou cancerígenas na boca, se devido à rugosidade superficial atraem mais placa bacteriana podendo levar a doenças gengivais. Trabalhos que possam avaliar a utilização de materiais de reforço para as resinas termoplásticas seriam interessantes para aumentar a vida útil da placa oclusal e de próteses na cavidade oral diminuindo assim a necessidade de substituição da mesma ou aumentando o intervalo de tempo com que elas devam ser substituídas.

Conclusão

6. CONCLUSÃO

1. O polipropileno Bioflex apresentou o maior valor de rugosidade de superfície ($p < 0,05$) e microdureza Knoop ($p < 0.01$), quando comparado com as demais resinas avaliadas.
2. Os polipropilenos Bioflex e Flexsystem apresentaram os menores valores do módulo de elasticidade ($p < 0.01$) e resistência flexural ($p < 0.01$), quando comparado com as demais resinas avaliadas.

Referências Bibliográficas

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABUZAR MA, BELLUR S, DUONG N, KIM BB, LU P, PALFREYMAN N, SURENDRAN D, TRAN VT. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). **J Oral Sci.** 2010 Dec;52(4):577-81.
2. AMORIM CF, GIANNASI LC, FERREIRA LM, MAGINI M, OLIVEIRA CS, DE OLIVEIRA LV, HIRATA T, POLITTI F. Behavior analysis of electromyographic activity of the masseter muscle in sleep bruxers. **J Bodyw Mov Ther.** 2010 Jul;14(3):234-8.
3. ANUSAVICE, KJ. Philip's science of dental materials. 11th ed. 11 St. Louis: **Elsevier Science**; 2003. p. 140-160.
4. BARBEAU J, SÉGUIN J, GOULET JP, DE KONINCK L, AVON SL, LALONDE B, ROMPRÉ P, DESLAURIERS N. Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2003 Jan;95(1):51-9.
5. BAYRAKTARA G, DURANB O, GUVENER B. Effect of glass fibre reinforcement on residual methyl methacrylate content of denture base polymers. **J Dent,** 2003; 31(4):297-302.
6. BERGER JC, DRISCOLL CF, ROMBERG E, LUO Q, THOMPSON G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. **J Prosthodont.** 2006 May-Jun;15(3):180-6.
7. BETTENCOURT AF, NEVES CB, DE ALMEIDA MS, PINHEIRO LM, OLIVEIRA SA, LOPES LP, CASTRO MF. Biodegradation of acrylic based resins: A review. **Dent Mater.** 2010 May;26(5):171-80.
8. BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. **Dent Mater.** 1997 Jul;13(4):258-69.
9. BORAL P, CHOWDHARY S, KUMAR G. Flexible partial denture for unilateral remaining teeth by using wrap around clasp. **Indian Journal of Dental Science.** 2013. Mar;1(5):50-52

10. BURNS DR, BECK DA, NELSON SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. **J Prosthet Dent.** 2003 Nov;90(5):474-97.
11. CONSANI RLX, AZEVEDO DD, MESQUITA MF, et al. Effect of repeated disinfections by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. **Braz Dent J.** 2009;20:132-137.
12. CRAIG RG, POWERS JM. **Restorative dental materials.** St Louis: Mosby; 2002.
13. DAO TT, LAVIGNE GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? **Crit Rev Oral Biol Med.** 1998;9(3):345-61.
14. DOĞAN, O.M.; BOLAYIR, G.; KESKIN, S.; DOĞAN, A.; BEK, B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. **J Mater Sci Mater Med,** 2008 Jun;19(6):2343-2349.
15. FERRARIO VF, SFORZA C, TARTAGLIA GM, DELLAVIA C. Immediate effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients. **J Oral Rehabil.** 2002 Sep;29(9):810-5.
16. FERRARIO VF, SFORZA C. Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides. **J Prosthet Dent.** 1994 Aug;72(2):169-76.
17. GAROUSHI, S.; VALLITTU, P.K.; LASSILA, L.V.J. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. **J Contemp Dent Pract,** 2008 Jan;9(1):14-21.
18. HASELTON DR, DIAZ-ARNOLD AM, VARGAS MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J Prosthet Dent.** 2002 Feb;87(2):225-8.
19. IVKOVIĆ N, BOŽOVIĆ D, RISTIĆ S, MIRJANIĆ V, JANKOVIĆ, O. The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. **Contemporary Materials.** 2013. 4(1):84-91.

20. JOHN J, GANGADHAR SA, SHAH I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J Prosthet Dent**. 2001 Oct;86(4):424-7.
21. KANIE T, FUJII K, ARIKAWA H, INOUE K. Adding silanes to MMA: the effects on the water absorption, adhesive strength and mechanical properties of acrylic denture base resins. **Dent Mater J**. 2000 Dec;19(4):329-37.
22. KANIE, T.; FUJII, K.; ARIKAWA, H.; INOUE, K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dent Mater**, 2000 Mar;16(2):150-8.
23. KASPER FK, TANAHASHI K, FISHER JP, MIKOS AG. Synthesis of poly(propylene fumarate). **Nat Protoc**. 2009. 4(4):518-25.
24. KUMBULOGLU O, OZCAN M, USER A. Fracture strength of direct surface-retained fixed partial dentures: effect of fiber reinforcement versus the use of particulate filler composites only. **Dent Mater J**. 2008 Mar;27(2):195-202.
25. LANDULPHO AB, E SILVA WA, E SILVA FA, VITTI M. The effect of the occlusal splints on the treatment of temporomandibular disorders--a computerized electromyographic study of masseter and anterior temporalis muscles. **Electromyogr Clin Neurophysiol**. 2002 Apr-May;42(3):187-91.
26. LEE SY, LAI YL, HSU TS. Influence Of Polymerization Conditions On Monomer Elution And Microhardness Of Autopolymerized Polymethyl Methacrylate Resin. **Eur J Oral Sci**, 2002;110:179-83.
27. LOW IM. Effects of load and time on the hardness of a viscoelastic polymer. **Materials Research Bulletin** 1998;33:1753.
28. NOGUEIRA CL, MARLET JMF, RESEND MC. Processo de obtenção de pré-impregnados poliméricos termoplásticos via moldagem por compressão a quente. **Polímeros: Ciencia e Tecnologia**. 1999. 18-27.
29. O'BRIEN, W. **Dental materials and their selection**, 2th .ed., Quintessence Pubh.,1996.
30. PAIVA G, MAZZETTO MO. Atlas De Placas Interoclusais. **Editora Santos**, 2008.

31. RADFORD DR, SWEET SP, CHALLACOMBE SJ, WALTER JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **J Dent**. 1998 Sep;26(7):577-83.
32. SILVA, VERA LÚCIA DIAS da. Comportamento mecânico e de inflamabilidade de compósito de polipropileno reciclado com fibra de coco e hidróxido de alumínio. **Dissertação (Mestrado)** – Centro Tecnológico da Universidade Federal do Pará. 2006.
33. SOUZA JÚNIOR JA, GARCIA RC, MOURA JS, DEL BEL CURY AA. Influence of a cobalt-chromium metal framework on surface roughness and Knoop hardness of visible light-polymerized acrylic resins. **J Appl Oral Sci**. 2006 Jun;14(3):208-12.
34. UCAR Y, AKOVA T, AYSAN I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. **J Prosthodont**. 2012 Apr;21(3):173-6.
35. UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER T: Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. **J Prosthet Dent**, 1999 May;81(5):616-620.
36. VALLIM MR. Efeito compatibilizante do polietileno de alta densidade pós-consumo em blendas com poliamida-6. **Tese (Doutorado)** – Instituto de Química da Universidade Estadual de Campinas, 2007.
37. VALLITTU PK, RUYTER IE, BUYKUILMAZ S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer of denture base polymers. **Eur J Oral Sci**. 1998;106:588-93
38. YAMAUCHI M, YAMAMOTO K, WAKABAYASHI M, KAWANO J. In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. **Dent Mater J**. 1990 Jun;9(1):19-24.
39. ZEN, H.A. Obtenção de membrana trocadora de prótons para uso em célula a combustível, à base de Polipropileno (PP). **Dissertação (Mestrado)** – Instituto de Pesquisas Energéticas, São Paulo, 2008.
40. ZORTUK M, KILIC K, UZUN G, OZTURK A, KESIM B. The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. **Eur J Dent**. 2008 Jul;2(3):185-90.