

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Dissertação

**Resistência flexural, dureza, grau de conversão e sorção da resina
acrílica modificada por poliestireno**

Salma Rose Buchnveitz Salybi

Pelotas, 2021

Salma Rose Buchnveitz Salybi

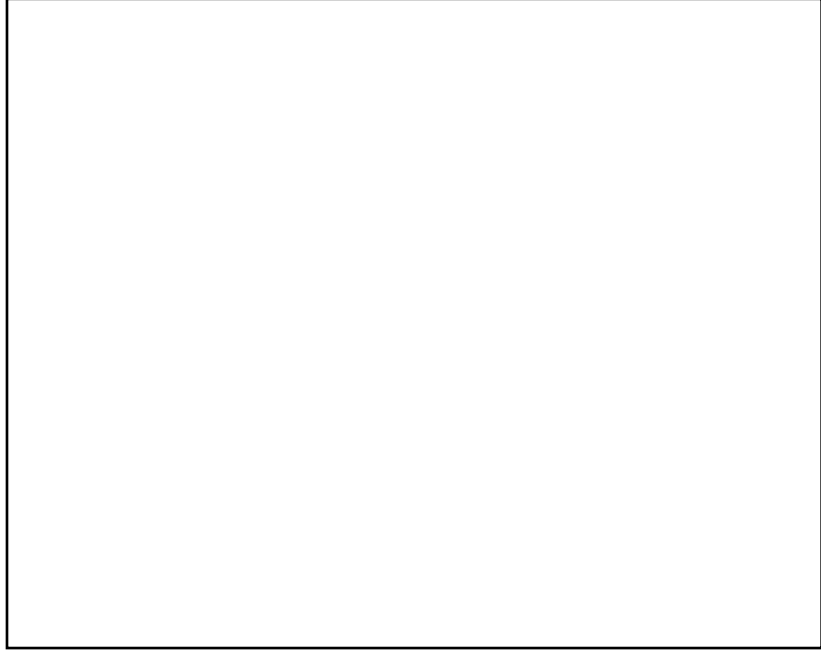
**Resistência flexural, dureza, grau de conversão e sorção da resina
acrílica modificada por poliestireno**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica (ênfase em Prótese Dentária).

Orientador: Marcos Antonio Torriani

Coorientador: Renato Fabricio de Andrade Waldemarin

Pelotas, 2021



Salma Rose Buchnveitz Salybi

Resistência flexural, dureza, grau de conversão e sorção da resina acrílica
modificada por poliestireno

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre
em Clínica Odontológica, Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Pelotas.

Data da Defesa: 28/06/2021

Banca examinadora:

Prof. Dr. Marcos Antonio Torriani (Orientador)
Doutor em Odontologia – ênfase em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial
pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Prof^a. Dr^a. Cristina Pereira Isolan
Doutora em Odontologia – ênfase em Materiais Odontológicos pela
Universidade Federal de Pelotas.

Prof^a. Dr^a. Luciana de Rezende Pinto
Doutora em Odontologia – ênfase em Reabilitação Oral pela Universidade de
São Paulo.

Prof. Dr. César Dalmolin Bergoli
Doutor em Odontologia – ênfase em Prótese Dentária pela Universidade
Estadual Julio Mesquita Filho.

Prof. Dr. Guilherme Brião Camacho
Doutor em Odontologia – ênfase em Reabilitação Oral pela Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto.

**Dedico este trabalho a meus familiares
pelo apoio, incentivo e carinho.**

Agradecimentos

À Universidade Federal de Pelotas e ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia e seu corpo docente, à direção e administração da faculdade.

Ao Laboratório de Polímeros – Materiais compósitos da UFPel e ao Centro de Desenvolvimento e Controle de Biomateriais CDC-BIO por todo o auxílio recebido durante a execução dos testes e pela disponibilidade em meio a pandemia para que a realização deste estudo fosse possível.

À minha família, pelo apoio e incentivo, não somente para a conclusão desta etapa, mas por estarem dando continuamente o suporte necessário para que eu alcance meus objetivos. Sem vocês não teria chegado até aqui, obrigada pela dedicação e amor incondicional.

Aos meus orientadores, professor Marcos Torriani e Renato Waldemarin, por terem proporcionado a continuidade deste trabalho, pela disponibilidade em todos os momentos que precisei e pela paciência comigo. Muito obrigada por todos os anos de aprendizado. Ambos são exemplos de profissionais competentes, certamente o trabalho de vocês inspira muitos alunos.

Aos amigos e colegas pela ajuda e apoio nos momentos bons e ruins.

E a todos os professores que fizeram parte e que de alguma forma contribuíram em minha formação.

Muito Obrigada!

*“Existem grandes homens que fazem com que os demais
se sintam pequenos, mas a verdadeira grandeza consiste
em fazer com que todos se sintam gigantes.”*

Charles Dickens

Resumo

SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Resistência flexural, dureza, grau de conversão e sorção da resina acrílica modificada por poliestireno**. 2021. 67f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2021.

O aperfeiçoamento dos materiais dentários é uma prática constante na odontologia. O objetivo deste trabalho foi verificar as propriedades da resina acrílica autopolimerizável modificada pela incorporação de partículas de poliestireno e compará-las com as do material comercial, a fim de encontrar semelhanças ou diferenças entre elas. Concentrações de 10%, 20% e 30% em peso de partículas de poliestireno foram adicionadas ao pó de resina acrílica comercial. Foram determinados quatro grupos, sendo G1(grupo controle), G2 (10% de adição de poliestireno), G3(20% de adição de poliestireno) e G4(30% de adição de poliestireno), submetidos a quatro testes: flexão de três pontos, dureza Vickers, grau de conversão, sorção e solubilidade em água. Os dados foram analisados utilizando o software estatístico PSPP para verificar a normalidade e homogeneidade dos valores, depois foi aplicado o teste ANOVA e o teste complementar de Tukey em caso de significância estatística. Os valores não normais foram submetidos ao teste não paramétrico Kruskal-Wallis. Os resultados obtidos demonstraram que não houve diferença estatística para a dureza, grau de conversão e sorção de água nos grupos testados. Para a solubilidade, G2 foi estatisticamente igual a G1, da mesma maneira que ocorreu entre G3 e G4. Para a resistência à flexão, todos os grupos mostraram diferença estatística entre si. G2 e G3, G3 e G4 foram estatisticamente iguais para o módulo de elasticidade. As concentrações mais baixas incorporadas comportam-se de forma semelhante ao material comercial. A adição de poliestireno sob forma de partículas de um material plástico descartável pode reduzir os custos de fabricação da resina acrílica, além de ajudar a diminuir o impacto deste plástico no meio ambiente.

Palavras-chave: resina acrílica, poliestireno, plásticos, reciclagem

Abstract

SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Flexural strength, hardness, degree of conversion and sorption of acrylic resin modified by polystyrene**. 2021.

67f .Dissertation (Master of Science) - Graduate Program in Dentistry, School of Dentistry, Federal University of Pelotas, Pelotas, 2021.

The improvement of dental materials is a constant practice in dentistry. The aim of this study was to verify the properties of self-cured acrylic resin modified by the incorporation of polystyrene particles and compare them with those of the commercial material in order to find similarities or differences between them. Concentrations of 10%, 20% and 30% by weight of polystyrene particles were added to the commercial acrylic resin powder. Four groups were determined, being G1(control group), G2(10% polystyrene addition), G3(20% polystyrene addition) and G4(30% polystyrene addition), submitted to four tests: three point bending, Vickers hardness, degree of conversion, sorption and water solubility. The data were analyzed using the PSPP statistical software to verify the normality and homogeneity of the values, then the ANOVA test was applied and Tukey's complementary test in case of statistical significance. Non-normal values were submitted to the Kruskal-Wallis non-parametric test. The results obtained showed that there was no statistical difference for hardness, degree of conversion and water sorption in the tested groups. For solubility, G2 was statistically equal to G1, in the same way as between G3 and G4. For flexural strength, all groups showed statistical difference among themselves. G2 and G3, G3 and G4 were statistically equal for modulus of elasticity. The lower incorporated concentrations behaved similarly to the commercial material. The addition of polystyrene in particulate form to a disposable plastic material can reduce acrylic resin manufacturing costs, in addition to helping to lessen the impact of this plastic on the environment.

Keywords: acrylic resin, polystyrene, plastics, recycling

Lista de Abreviaturas e Siglas

Artigo

PMMA	Polymethyl Methacrylate
PS	Polystyrene
RAQA	Chemically Activated Acrylic Resin
RATA	Thermally Activated Acrylic Resin

Lista de Tabelas

Artigo

Tabela 1	Maximum rupture stress in the groups tested	56
Tabela 2	Modulus of elasticity of the tested groups	57
Tabela 3	Water solubility	57
Tabela 4	Vickers hardness (HV) of the tested groups	58
Tabela 5	Degree of Conversion values of the tested groups	58
Tabela 6	Water sorption	59

Sumário

1	Introdução	12
2	Projeto de Pesquisa	15
3	Relatório do Trabalho de Campo	38
4	Artigo	39
5	Considerações Finais.....	60
	Referências.....	61

1 Introdução

Entre as décadas de 1930 e 1940, foram desenvolvidos polímeros sintéticos com o objetivo de servirem como materiais para prótese total, dentre eles estão o poli (cloreto de vinila) - PVC, o fenol-formaldeído, o acetato de vinila, o poliestireno - PS, entre outros. No entanto, devido a limitações de sucesso desses materiais, foi em 1936 que a introdução do poli (metacrilato de metila) ou PMMA que os materiais poliméricos foram aperfeiçoados e ganharam espaço na prática clínica odontológica (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A introdução da resina acrílica na odontologia se deu, inicialmente, na sua forma termoativada e logo após, surgiu a denominada resina de cura química, autopolimerizável ou de polimerização a frio. A utilização deste material é amplo, o qual inclui a confecção de bases protéticas, provisórios, placas miorelaxantes, aparelhos ortodônticos, além de servir para reparos e reembasamentos (CARDOSO, 2014). Não somente na prática clínica, mas também nas instituições de ensino seu uso é comum nos laboratórios pré-clínicos para o ensino-aprendizagem dos alunos, o qual exige quantidades consideráveis do material nos laboratórios de prótese e ortodontia.

Com o passar dos anos, problemas ambientais tomaram proporções gigantescas, pois ocorreu um grave descontrole entre a quantidade de resíduos produzidos e o seu destino final (CORRÊA, 2016). Outro estudo traz informações relevantes sobre os plásticos. Estes correspondem a aproximadamente 90% de todos os resíduos flutuantes na superfície dos oceanos, com o equivalente a 46.000 peças por quilômetro quadrado. Estima-se que 60% dos plásticos produzidos e já descartados, entre os anos de 1950 e 2015, estão dispersos no meio ambiente e que, anualmente, 1,5% a 4% da produção mundial destina estes materiais aos oceanos (PERTUSSATI, 2020). Dentre o volume dos resíduos acumulados, os que mais se destacam são os materiais confeccionados a partir de resina termoplástica. O grupo de termoplásticos inclui os polietilenos, o polipropileno (PP), o cloreto de polivinila (PVC) e o polietileno tereftalato (PET) e o Poliestireno (PS), que é pioneiro entre eles. O Poliestireno foi a primeira resina plástica moldável e transparente a chegar no mercado no final da década de 40 (GARCIA *et al.*, 2017).

Para dar início a formação da cadeia polimérica, nas resinas acrílicas autopolimerizáveis, uma reação química é necessária ao se misturar os componentes pó e líquido. A cadeia de polimerização deste material ocorre da seguinte forma: a resina acrílica possui como ativador uma amina terciária (dimetil-para-toluidina) que, quando adicionada ao monômero metacrilato de metila, decompõe o peróxido de benzoíla e, conseqüentemente, os monômeros disponíveis reagem com os radicais livres produzidos, os quais dão início à denominada reação de polimerização (SOUZA, 2017). Com relação às resinas termoplásticas, em especial o poliestireno, plástico comum no dia a dia, sua obtenção é semelhante. O PS é um homopolímero obtido por meio de reações químicas de polimerização de adição do monômero estireno. É um polímero termoplástico, comercializado sob três formas: para uso geral (GPPS – General Purpose Polystyrene), o expandido (EPS ou isopor) e como HIPS, de alto impacto (MACHADO, 2016).

O Poliestireno Cristal é a forma comercializada mais conhecida, no qual sua aplicação está na fabricação de copos descartáveis, canudos, embalagens, isolantes, materiais para eletrotécnica, vernizes de resinas, plásticos para a telefonia celular, entre outras (MALERE, 2011). Também é caracterizado pela sua transparência, rigidez, baixa massa específica, inodoro e atóxico, além de ser solúvel em alcóois superiores, ésteres, cetonas, hidrocarbonetos aromáticos/clorados e alguns óleos, além de possuir baixo custo (MACHADO, 2016).

Indaga-se sobre como a incorporação do PS aos componentes da resina acrílica autopolimerizável afetaria as características do produto comercial. Já é conhecida que essa adição é viável, dado que ambos os materiais são obtidos a partir do processo de polimerização por adição, como mencionado anteriormente. O PS, por sua vez, é solubilizado pelo monômero metacrilato de metila - componente principal do líquido da RAQA - e a RAQA permitir alterações em sua composição, através de sua considerável praticidade de apresentação, pó e líquido separados (PRADO, 2019; TEIXEIRA; SALYBI, 2018).

A possibilidade de se obter características mecânicas do material modificado iguais àsquelas da resina comercial, promoveria benefícios de ordem econômica e para o meio ambiente, visto que acarretaria em um custo menor

ao produto ao se incorporar um material de baixo valor, além de diminuir o impacto desse material no meio ambiente. Caso características encontradas se apresentarem superiores, abre-se a possibilidade de se desenvolver um produto odontológico de menor custo que possa ser utilizado tanto para fins didáticos quanto para uso em pacientes.

Sendo assim, esse estudo teve por objetivo realizar ensaios mecânicos para encontrar similaridades e/ou diferenças entre o grupo de RAQA comercial e grupos com diferentes adições de Poliestireno - PS. As concentrações de 10%, 20% e 30% em peso obtidas através de fragmentos de copos plásticos descartáveis e incorporadas ao pó da RAQA comercializada foram testadas de acordo com as especificações da normativa ISO 20795-1 (International Organization for Standardization – Denture base polymers).

2 Projeto de Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Projeto de Dissertação

**Adição de poliestireno à resina acrílica quimicamente ativada: um estudo
in vitro**

Salma Rose Buchnveitz Salybi

Pelotas, 2019

Salma Rose Buchnveitz Salybi

**Adição de poliestireno à resina acrílica quimicamente ativada: um estudo
in vitro**

Projeto de dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pelotas, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Marcos Antonio Torriani

Co-orientador: Renato Fabricio de Andrade Waldemarin

Pelotas, 2019

Sumário

1. Introdução	7
1.1 Justificativa	9
2. Objetivos	10
2.1 Objetivos gerais	10
2.2 Objetivos específicos	10
1. Metodologia	11
3.1 Teste de flexão em três pontos	12
3.2 Sorção de água	15
3.3 Solubilidade em água	17
3.4 Plasticidade	19
3.5 Polimento da superfície	21
2. Cronograma	23
3. Orçamento	24
Referências	25

Resumo

SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Adição de poliestireno à resina acrílica quimicamente ativada: um estudo in vitro**. 2019. 26f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2019.

O poliestireno (PS) é um homopolímero resultante da polimerização do monômero estireno, sendo este composto a matéria prima de diversos plásticos, inclusive de copos descartáveis. Esses plásticos causam impacto no meio ambiente, já que sua decomposição pode levar de 250 a 400 anos, além de não possuir grande destino de reciclagem. A incorporação do poliestireno à resina acrílica pode, além de reduzir a poluição da natureza ao retirar do meio ambiente um material que não se desintegra facilmente e o custo desse material para as faculdades de odontologia, também agregar valor ao trabalho das cooperativas de reciclagem e renda aos seus trabalhadores, auxiliando na transformação social. Neste estudo, serão testados grupos de corpos de prova confeccionados em resina acrílica quimicamente ativada (RAQA), um grupo controle – 100% RAQA e, três grupos com a adição de diferentes concentrações de poliestireno - PS (10%, 20% e 30%), submetidos a cinco tipos de ensaios mecânicos. Como resultado, espera-se que a resina modificada possua características mecânicas semelhantes à resina convencional utilizada ou até mesmo superiores, para que esta possa ser utilizada para fins didáticos e também estender seu uso em pacientes.

Palavras-chave: polimetilmetacrilato, poliestireno, plásticos

Abstract

SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Addition of polystyrene to chemically activated acrylic resin: an in vitro study.**2019. 26f. Dissertation (Master of Dentistry) - Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2019.

Polystyrene (PS) is a homopolymer resulting from the polymerization of the styrene monomer, which is the raw material of several plastics, including disposable cups. These plastics have an impact on the environment, as their decomposition can take 250 to 400 years, and they do not have a large recycling destination. Incorporating polystyrene into acrylic resin can not only reduce nature's pollution by removing a material that does not easily disintegrate from the environment and the cost of that material to dental schools, but also add value to the work of recycling and income cooperatives. to their workers, assisting in social transformation. In this study, will be tested groups of specimens made of chemically activated acrylic resin (RAQA), a control group - 100% RAQA and three groups with the addition of different concentrations of polystyrene - PS (10%, 20% and 30%), subjected to five types of mechanical tests. As a result, the modified resin is expected to have mechanical characteristics similar to the conventional resin used or even superior, so that it can be used for didactic purposes and also extend its use in patients.

Key Words:polystyrene, plastics, acrylic resin, recycling

1 Introdução

Na Odontologia, o emprego de resinas acrílicas quimicamente ativadas (RAQA), também conhecidas por resinas autopolimerizáveis, resinas de autocura ou de polimerização a frio, é amplo. Estas resinas, para a reação de polimerização, não necessitam de energia térmica e, devido a isso, podem ser polimerizadas à temperatura ambiente (ANUSAVICE, 1996). Segundo Souza(2017), estas possuem como ativador uma amina terciária (dimetil-paratoluidina), adicionada ao monômero que, decompõe o peróxido de benzoíla após a mistura do pó ao líquido. Conseqüentemente, as moléculas de monômero disponíveis irão reagir com os radicais livres produzidos, dando início o crescimento da cadeia polimérica.

As faculdades de graduação em Odontologia utilizam diariamente grandes quantidades de RAQA para o aprendizado de seus alunos em laboratórios pré-clínicos das disciplinas de prótese e ortodontia, por exemplo, e para o tratamento de pacientes dessas especialidades. Nessa perspectiva, e levando em consideração o preço desse produto de consumo que, nos trabalhos laboratoriais, é descartado no lixo comum após o uso didático, surge a necessidade de intervenção nessa problemática com o intuito de maximizar o rendimento da resina acrílica para diminuição de gastos e preservação do meio-ambiente.

Nas últimas décadas o balanço entre a quantidade de resíduos mundialmente produzidos e o respectivo destino final dos mesmos parece ter sofrido um descontrole, o que acarretou em graves problemas ambientais (OLIVEIRA, 2011). De acordo com Corrêa (2016 apud CANTO, 2001), 30% do volume de lixo sólido corresponde a produtos plásticos que, além da grande quantidade, possuem baixa velocidade de degradação, resultando em um enorme acúmulo desses resíduos. A matéria-prima de vários plásticos é o poliestireno (PS), um homopolímero obtido por meio de reações químicas de polimerização de adição do monômero estireno, um derivado do petróleo, que é uma fonte não renovável de matéria prima. O poliestireno é um polímero comum no dia a dia e suas aplicações estão na fabricação de copos plásticos descartáveis, canudos, embalagens, isolantes, materiais para eletrotécnica, vernizes de resinas, plásticos para a telefonia celular, entre outras (MALERE, 2011). Os produtos fabricados em poliestireno se decompõem de forma lenta,

pois não são biodegradáveis. Considera-se, assim, que o tempo de meia vida destes produtos é longo (CORREIA, 2016). Segundo Eco (2019) o tempo necessário para a decomposição de um copo plástico descartável varia entre 250 a 400 anos, sendo este o resíduo urbano menos reciclado.

Comercialmente, a reciclagem do PS a partir de copos descartáveis não se apresenta economicamente viável, pois o poliestireno é considerado uma matéria-prima barata, sendo pouco empregada. Conforme citado em Sustentável(2016), o valor pago pelas empresas e cooperativas de reciclagem varia entre R\$ 0,20 e R\$ 1,00 por quilo.

Oliveira(2011), afirma que estudos recentes indicam que a incorporação de resíduos em outros materiais pode melhorar suas propriedades, sendo que as características do material original podem ou não serem mantidas.

Indaga-se sobre como a adição do PS aos componentes da resina acrílica autopolimerizável afetaria as características do produto final. O PS agregado a componentes da RAQA geraria um aumento do volume do conteúdo total, aumentando a quantidade de resina a partir de um material barato e descartável que no meio ambiente gera poluição. Desse modo, pode gerar, um grande potencial de benefícios à natureza, às universidades e às cooperativas de reciclagem. Essa adição pode ser viável dado que ambos os materiais citados (RAQA e PS) são obtidos a partir do processo de polimerização por adição, o PS pode ser dissolvido pelo monômero metacrilato de metila (principal constituinte do líquido da RAQA) e a RAQA permite incorporação e alterações em sua composição.

Caso as características mecânicas do material modificado sejam pelo menos iguais àsquelas da resina convencional, haverá benefícios de ordem econômica e ambiental, visto que promoverá um custo menor ao produto ao se incorporar um material reciclado e pela diminuição do impacto desse material que é descartado e não se desintegra facilmente no meio ambiente. Além da poluição ambiental, há uma grande diferença social e pouca valorização dos trabalhadores da área de reciclagem de materiais de resíduos domésticos. Assim, com o possível encarregamento do pessoal efetivo das cooperativas de reciclagem na separação e venda deste produto se agregaria também valor e auxílio a sua atividade laboral. No entanto, se as características forem superiores às do material convencional, haverá possibilidade de desenvolver

futuramente um produto odontológico de menor custo que também possa ser utilizado em pacientes.

Sendo assim, esse estudo tem por objetivo realizar ensaios mecânicos para encontrar similaridades e/ou diferenças entre o grupo de RAQA convencional (grupo-controle) e os grupos com diferentes adições de poliestireno (PS), obtido através de fragmentos de copos plásticos descartáveis. Os grupos serão testados de acordo com as especificações da normativa ISO 20795-1 (International Organization for Standardization – Denture base polymers), que classifica os polímeros e copolímeros de base para próteses dentárias, especifica seus requisitos e os métodos de teste que serão utilizados.

1.1 Justificativa

O trabalho será realizado para a obtenção dos possíveis resultados e impactos esperados como a diminuição do custo de utilização das resinas acrílicas para fins educativos, mesmo que essa formulação eventualmente possa baixar a qualidade das mesmas, mas que mantenha a possibilidade do ensino dentro de padrões aceitáveis.

Obter uma resina modificada que, além de ser utilizada para fins educativos em aprendizado pré-clínica, seu uso possa ser estendido à pacientes.

Promover um destino de reciclagem dos copos plásticos descartáveis, diminuindo seu descarte no meio ambiente e auxiliando na renda dos trabalhadores da área de reciclagem de materiais.

Ao final do projeto, os indicadores de resultados serão: se os valores encontrados na resina acrílica modificada forem comparáveis ou compatíveis aos da resina acrílica convencional atualmente comercializada, o resultado será considerado satisfatório, indicando a possibilidade de novos testes na área.

2 Objetivos:

2.1 Objetivo Geral:

Avaliar a possibilidade de obtenção de uma resina modificada, por adição de poliestireno à resina acrílica autopolimerizável, que possua características mecânicas iguais ou superiores ao do material convencional, com menor custo.

2.2 Objetivos Específicos:

Avaliar as seguintes propriedades da resina modificada, comparando-as às da resina convencional:

- a) Teste de flexão em três pontos
- b) Sorção de água
- c) Solubilidade em água
- d) Plasticidade
- e) Polimento da superfície

3 Metodologia

A seleção dos artigos será realizada através de uma busca eletrônica nas bases de dados PubMed, Scielo e Google Acadêmico, utilizando como palavras-chave: poliestireno (polystyrene), plásticos (plastics), resina acrílica (acrylic resin), reciclagem (recycling), nos idiomas português e inglês e selecionados de acordo com o tema deste trabalho. Após o levantamento bibliográfico, serão realizados testes laboratoriais *in vitro*, através de ensaios mecânicos que seguirão as descrições previstas na normativa ISO 20795-1 (International Organization for Standardization- Specification 20795-1) para polímeros de base.

Os corpos de prova serão confeccionados em resina acrílica quimicamente ativada (RAQA) - Onda-Cryl® – Clássico Artigos Odontológicos – Campo Limpo Paulista e de fragmentos de copos plásticos descartáveis (PS) – Copobrás®, que serão moídos em um moinho de facas modelo MA350, 16000 watts (disponível na Universidade Federal de Pelotas). As misturas serão realizadas de acordo com as seguintes proporções obtidas no pó da resina acrílica autopolimerizável:

Grupo 1 (G1): 100% em massa de RAQA.

Grupo 2 (G2): 90% em massa de RAQA e 10% em massa de PS.

Grupo 3 (G3): 80% em massa de RAQA e 20% em massa de PS.

Grupo 4 (G4): 70% em massa de RAQA e 30% em massa de PS.

À massa dessas misturas serão adicionados 30% em massa de monômero de metacrilato de metila (Onda-Cryl – Clássico Artigos Odontológicos – Campo Limpo Paulista), na proporção 3:1 pó/líquido de acordo com a indicação do fabricante.

A mistura resultante será vertida em moldes específicos para os seguintes testes a serem realizados: flexão em três pontos, sorção de água, solubilidade em água, plasticidade e polimento da superfície.

Análise estatística:

O presente trabalho é uma continuação de um estudo prévio (TEIXEIRA e SALYBI, 2018). A partir dos dados de coeficiente de variação encontrados

nesse estudo (0,16) e de uma expectativa de encontrar diferenças significativas a partir de 10% de variação sobre a média, com nível de significância de 0,95 estabeleceu-se um tamanho amostral adequado de 9,8 corpos de prova, optando-se então pela confecção de 10 corpos para cada grupo em cada teste, com mais 2 como margem de segurança.

Para cada uma das variáveis será empregado o teste de normalidade a fim de verificar sua aderência à curva normal e o teste de Cochran de homogeneidade das variâncias. Sendo a distribuição normal e homogênea será aplicada análise de variância para um fator de variação, seguida pelo teste complementar de Tukey em caso de diferença significativa. Caso a estatística paramétrica não possa ser aplicada será aplicado o teste de Kruskal-Wallis para o mesmo número de fatores de variação.

3.1 Teste de flexão em três pontos

Para a realização deste teste, serão confeccionados 12 corpos de prova para cada um dos grupos citados anteriormente. A figura abaixo demonstra o tipo de matriz utilizada para a confecção dos corpos de prova a serem testados:

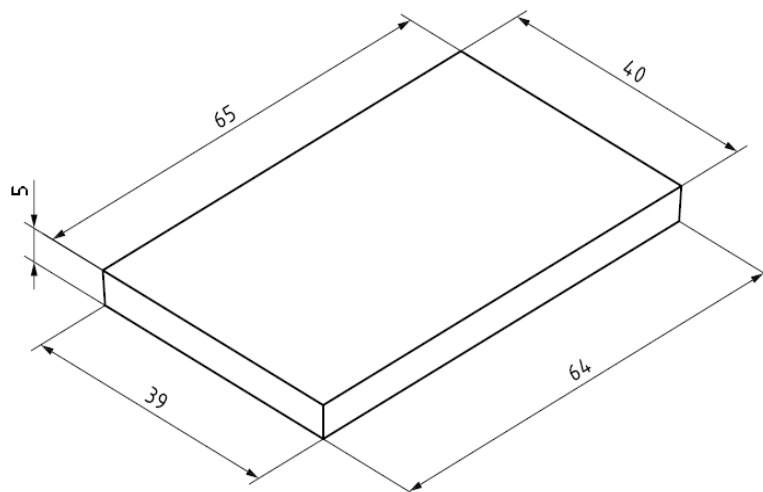


Figura 1: Modelo de placa para as amostras, em metal ou polímero, dimensões em mm - As tolerâncias dimensionais devem ser de ± 1 mm

Com o auxílio de uma fresadora, serão cortadas 12 tiras de material para cada grupo. Os corpos de prova terão as seguintes dimensões: 64 mm de comprimento, $(10,0 \pm 0,2)$ mm de largura e $(3,3 \pm 0,2)$ mm de altura. As amostras deverão ser planas e ter uma altura uniforme, para isso, a altura das amostras será medida ao longo do maior eixo com uma precisão de $\pm 0,01$ mm

usando um micrômetro. O desvio entre as três medições ao longo do eixo maior não deve ser superior a $\pm 0,02$ mm. Estes não deverão apresentar espaços vazios que possam ser observados através de inspeção visual.

Com os corpos de prova prontos, será realizado o teste de flexão máxima em três pontos em uma máquina de Ensaio Universais (EMIC) - Faculdade de Odontologia UFPel. Antes, deverão ser armazenados em água a uma temperatura de $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$ para (50 ± 2) h antes do teste de flexão.

O corpo de prova deverá entrar em equilíbrio de temperatura ao ser banhado em água com temperatura $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$ durante o teste.

A figura a seguir demonstra um desenho esquemático do teste de flexão em três pontos:

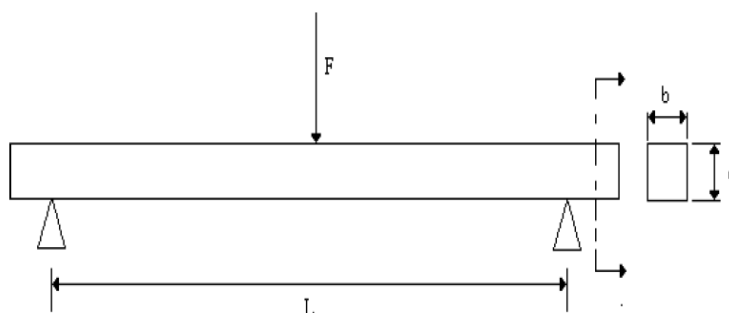


Figura 2: desenho esquemático do ensaio de flexão por três pontos

Ao submeter os corpos de prova ao teste, a força no êmbolo, de carga zero, será aumentada uniformemente, em um deslocamento constante de (5 ± 1) mm / min até que o corpo de prova quebre.

O cálculo da resistência a flexão máxima, σ , em Megapascal (MPa) será feito através da seguinte fórmula:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Onde:

σ = resistência à flexão máxima

F = é a carga máxima, em Newtons, exercida na amostra;

l = é a distância em milímetros entre os suportes, com precisão de $\pm 0,01$ mm;

b = é a largura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do armazenamento de água;

h = é a altura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do armazenamento de água.

Expressão dos resultados:

A resistência a flexão máxima não deve ser inferior a 60 MPa. Se pelo menos quatro espécimes de cinco resultados não forem inferiores a 60 MPa, o material cumpre os requisitos da normativa. Se três espécimes forem inferiores a 60 MPa, o material será considerado falho.

3.2 Sorção de água

Serão confeccionados 12 corpos de prova para cada grupo citado anteriormente que serão submetidos ao teste de sorção de água descrito na normativa ISO 20795-1.

Os materiais utilizados serão uma película de poliéster com uma espessura de $(50 \pm 25) \mu\text{m}$ para cobrir o molde de aço inoxidável circular, nas dimensões, em milímetros, mostradas na figura abaixo.

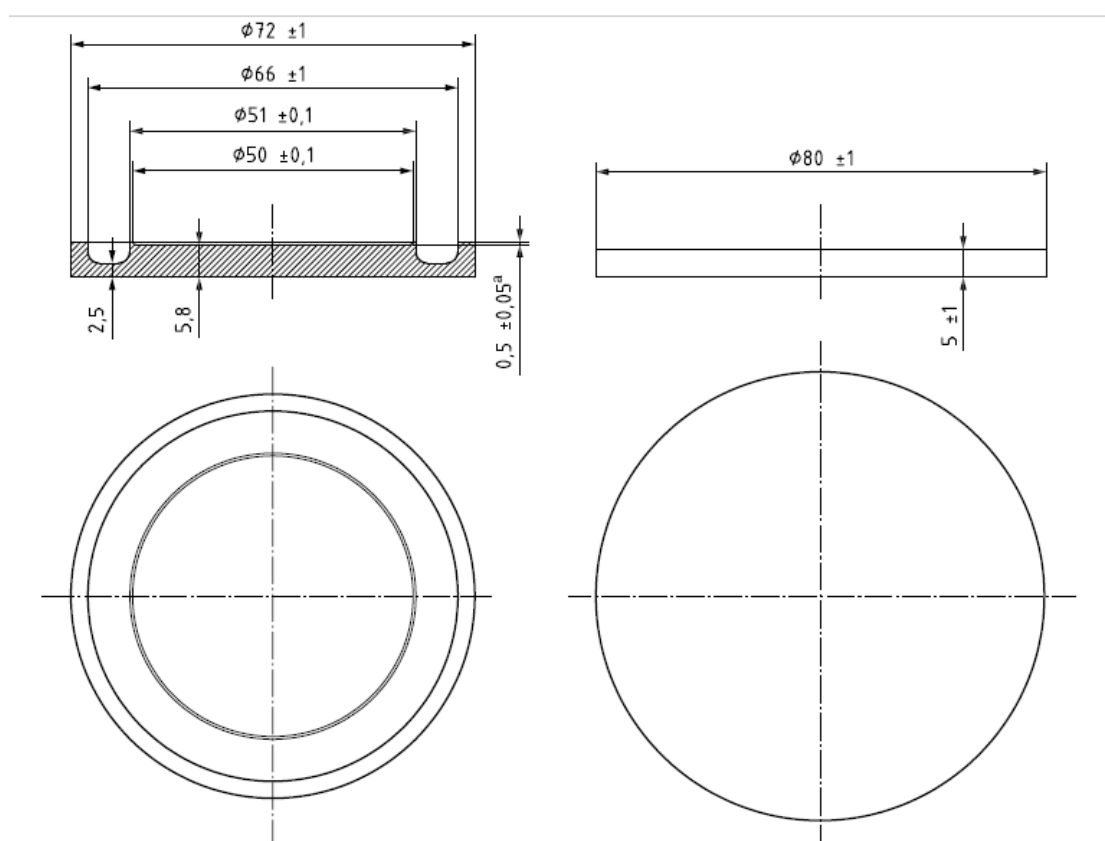


Figura 3: molde de aço inoxidável e tampa para a preparação das amostras

As misturas serão realizadas de acordo com a indicação do fabricante, na proporção pó/líquido de 3:1, vertidas no molde de aço inoxidável e cobertos pela película de poliéster. Cada amostra será verificada através de um micrômetro (com precisão de 0,01 mm e equipado com garfos paralelos) para garantir o diâmetro de (50 ± 1) mm e uma espessura de $(0,5 \pm 0,1)$ mm e que a superfícies superiores e inferiores estejam planas.

Condicionamento dos corpos de prova:

Os corpos de prova serão mantidos separados e paralelos entre si, colocados em um dessecador contendo gel de sílica recentemente seca. O dessecador será armazenado em um forno a uma temperatura em torno de (37°C) por 1 hora e depois desse tempo será retirado. Os corpos de prova então serão transferidos para um segundo dessecador a uma temperatura em torno de 23°C durante 60 minutos. Após isso, estarão prontos para a pesagem, que será realizada em uma balança de precisão (0,2mg). O dessecador será mantido o maior tempo possível fechado até que todos os espécimes tenham sido pesados. O ciclo deverá ser repetido até alcançar a denominada “massa condicionada” ou m_1 , ou seja, até que a perda da massa de cada amostra não exceda 0,2mg entre as pesagens sucessivas. O volume, V , de cada amostra será calculado através da média de três medidas do diâmetro e a média de cinco medidas de espessura. As medidas de espessura serão feitas no centro e em quatro locais igualmente espaçados ao redor da circunferência.

Feito isso, os corpos de prova serão mergulhados em água (em conformidade com a nota 2 da ISO 3696) a uma temperatura de $(37 \pm 1)^{\circ}\text{C}$ durante $7 \text{ d} \pm 2 \text{ h}$. Após esse tempo, os discos vão ser retirados dessa água com o auxílio de uma pinça revestida de polímero, limpos com uma toalha seca até ficarem livre de umidade visível, secos ao ar $(15 \pm 1) \text{ s}$ e pesados $(60 \pm 10) \text{ s}$ após a remoção da água (para uma precisão de 0,2 mg). A massa será registrada como m_2 .

Recondicionamento:

Após essa pesagem, os corpos de prova serão recondicionados para amassa constante no dessecador, como descrito anteriormente. A massa dos recondicionados será registrada como m_3 .

O cálculo para expressão dos resultados será realizado através da seguinte fórmula:

$$w_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Onde:

W_{sp} valor da sorção de água do espécime

m_2 é a massa do espécime após a imersão em água

m_3 é a massa recondicionada da amostra

V é o volume de cada espécime

Como resultado esperado, o aumento da massa por volume (sorção de água) não deve exceder $32 \mu\text{g} / \text{mm}^3$. Se pelo menos quatro dos resultados de sorção de água cumprir este requisito o material passa.

Se pelo menos três dos resultados de sorção de água não cumprirem este requisito o material é considerado como falho.

Se apenas três dos resultados de sorção de água obedecer ao requisito estabelecido, deverá ser preparada e testada uma série de seis espécimes adicionais. Se pelo menos cinco dos resultados de sorção de água da segunda série obedecer ao requisito previamente estabelecido considera-se que o material passou.

3.3 Solubilidade em água

A confecção dos corpos de prova para o teste de solubilidade segue os mesmos critérios descritos na metodologia do teste de Sorção de água previsto na Normativa ISO 20795-1. Os corpos de prova serão confeccionados com as seguintes dimensões de acordo com a Figura 3.

O cálculo para a expressão dos resultados será realizado de acordo com a seguinte fórmula:

$$w_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

Onde:

w_{sl} é o valor da solubilidade em água do corpo de prova

m_1 é a massa “condicionada” da amostra

m_3 é a massa recondicionada da amostra

V é o volume de cada espécime

Expressão dos resultados:

Quando o material é testado, sua perda de massa – matéria solúvel- por volume, não deve exceder 8, 0 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$. Se pelo menos quatro dos resultados de solubilidade em água cumprir este requisito, o material passa.

Se pelo menos três dos resultados da solubilidade em água não cumprirem o requisito estabelecido considera-se que o material falhou.

Se apenas três dos resultados de solubilidade em água obedecer ao requisito previamente estabelecido, será preparado e testado uma série de seis espécimes adicionais. Se pelo menos cinco dos resultados de solubilidade em água da segunda série obedecer ao requisito, considera-se que o material passou.

3.4 Plasticidade

Para a realização do referido teste serão utilizados os seguintes materiais: uma placa de polietileno ou poliéster com dimensões de 50x50 mm e espessura que pode variar de 0,035mm a 0,05mm, além de uma placa de vidro nas seguintes dimensões: $(60 \pm 5) \text{ mm} \times (60 \pm 5) \text{ mm} \times (5 \pm 1) \text{ mm}$.

Aparelho para o ensaio: placa de latão perfurada, como mostra a figura abaixo, que possui dimensões de 50x50mm e espessura de 0,05mm. A matriz será composta de perfurações com diâmetro de 0,75mm e o espaço entre estas perfurações será de 5mm, segundo a Normativa ISO 20795-1. Peso:

capaz de exercer uma força de (50 ± 1) N. Será utilizado um medidor de marcação com calibre linear preciso de 0,1mm equipado com uma sonda capaz de penetrar nos orifícios da matriz de latão perfurada, a qual medirá a profundidade de penetração do material na matriz.

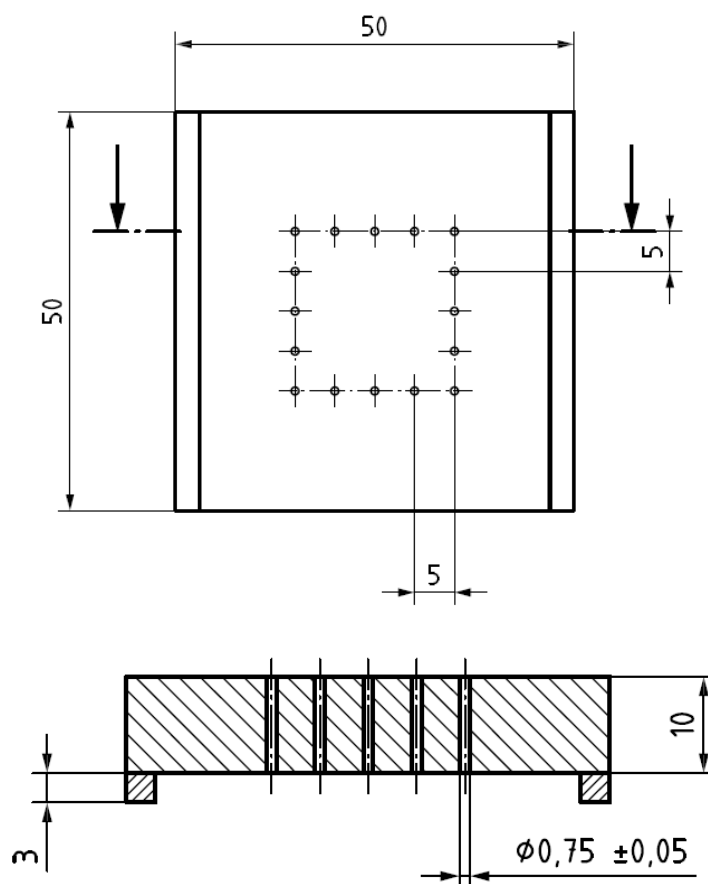


Figura 4: Representação da matriz de latão perfurada e suas dimensões em mm

O material será testado para cada grupo citado anteriormente, sendo feita uma temperatura de (23 ± 2) °C e após a mistura do pó e líquido na proporção de 3:1 como indicado pelo fabricante. Será preparada uma amostra de 16 a 20g em massa do material para cada grupo. Será utilizada metade da amostra com aproximadamente 5 mm de espessura, que deverá ser colocada sobre a superfície superior da matriz de latão, cobrindo-a com a película de plástico/ polietileno. No momento inicial, será colocada a placa de vidro e se exercerá a uma força através do peso indicado (50 ± 1) N, na massa de resina

coberta pelo plástico. Após 10 minutos $\pm$ 30 s, remove-se o peso. Quando o material estiver firme, se introduzirá a sonda do instrumento de medição em cada orifício do outro lado da matriz de latão para entrar em contato com o material penetrante, o qual determinará a profundidade não penetrada no orifício.

A profundidade de penetração para cada orifício da matriz será calculada de acordo com a seguinte fórmula:

$$D_p = d - d'$$

Onde:

D_p é a profundidade de penetração, em milímetros

d é a espessura da matriz de latão, em milímetros

d' é a profundidade não penetrada, em milímetros

Expressão dos resultados:

Será informado o número de orifícios da matriz que foram penetrados até uma profundidade não inferior a 0,5mm para cada amostra de cada grupo testado.

Se a primeira amostra testada não cumprir com os requisitos de penetração do material por pelo menos dois orifícios da matriz a uma profundidade não inferior a 0,5mm, deve-se testar duas amostras adicionais. Se a segunda e a terceira amostras obedecerem ao requisito, o produto passa, ou seja, obteremos um resultado favorável. Caso contrário, determinaremos que o material falhou.

3.5 Polimento da superfície

Neste teste, as amostras quando polidas, deverão apresentar-se com uma superfície lisa e de alto brilho. Os corpos de prova para cada grupo específico serão confeccionados na matriz com as dimensões especificadas na Figura 1.

Serão confeccionadas duas amostras para cada grupo, na proporção 3:1 pó/líquido como indicado pelo fabricante. O material de polimento utilizado será a pedra pomes, com granulação de aproximadamente 10 μm a 20 μm .

Cada amostra será polida com um disco de feltro úmido a uma velocidade circunferencial de (650 ± 350) m / min. não ultrapassando o tempo de 1 minuto. Após o polimento e limpeza dos espécimes de cada grupo, verificar através de inspeção visual, a presença de uma superfície lisa e brilhante.

Expressão dos resultados:

Se ambas as amostras de cada grupo composto de PS adicionado à resina acrílica quimicamente ativada estiverem com a superfície lisa e brilho iguais quando comparadas ao grupo G1 (100% de RAQA), o material passa. Se ambas amostras de cada grupo não cumprirem, o polimento será considerado falho. Caso somente uma das duas amostras estiver em conformidade, serão preparadas e avaliadas três novas amostras e o material passará somente se as três amostras estiverem em conformidade com o G1.

5 Orçamento

Tabela 2 - Orçamento do estudo

Descrição	Quantidade	Preço unitário (R\$)	Preço total (R\$)
Moedor de poliestireno	1 (Disponível na UFPel)	0,00	0,00
Matriz de latão perfurada	1	0,00	0,00
Polímero	1 (220g)	65,00	65,00
Monômero	1 (500ml)	90,00	90,00
Sílica gel	1	10,00	10,00
Pedra pomes	1 (500g)	12,00	12,00
Copo descartável	1kg	10,0	10,0
TOTAL			187,00

Referências

ANUSAVICE, Kenneth et al. **Phillips science of dental materials**. 10 ed. Philadelphia: WB Saunders Company, 1996. 800 p.

CANTO, Eduardo Leite do. **Plástico: bem supérfluo ou mal necessário?** 2. Ed. São Paulo: Moderna, 2001. 96 p.

CORRÊA, Maria Eugênia. HEEMANN, Adriano. Proposta de substituição de copos plásticos descartáveis em fábrica de grande porte. **Revista Mix Sustentável** da Universidade Federal de Santa Catarina, v. 2, n. 2, p. 73-79. 2016.

ECO. **Meu copo eco**. Disponível em: <http://www.meucopoeco.com.br>. Acesso em: 03/07/19.

MALERE, Caroline Paganucci dos Reis. **Síntese e caracterização de padrão de poliestireno para cromatografia de permeação em gel através de polimerização via radical livre controlada mediada por radicais nitróxicos**. Universidade Federal de Campinas, São Paulo, 2011.

OLIVEIRA, Pedro Xavier Valente. **Propriedades do poliestireno modificado por nanomateriais**. 2011. 59 f. Dissertação de mestrado em Engenharia do Ambiente – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Coimbra, 2011.

SOUZA, Felipe Bitencourt. **Avaliação da rugosidade, dureza e resistência a flexão da resina acrílica ativada quimicamente manipulada por diversas técnicas**. 2017. 27 f. Trabalho de conclusão de curso – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

SUSTENTÁVEL. **Site sustentável.** Disponível em:

<http://inst.sitesustentavel.com.br/evite-usar-copos-descartaveis-na-sua-empresa>. Acesso em: 28/04/18.

TEIXEIRA, Marina de Brito. SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Adição de poliestireno à resina acrílica: uma questão econômica, ambiental e social.** 2018. 25 f. Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia – Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2018.

2 Relatório de Campo

A presente dissertação foi redigida de acordo com o Manual de Normas para Teses, Dissertações e Trabalhos Científicos da Universidade Federal de Pelotas – 2019, adotando o nível de descrição em artigo apresentada no referido manual, disponível em <https://wp.ufpel.edu.br/sisbi/normas-da-ufpel-para-trabalhos-academicos/>.

O projeto de pesquisa inicial intitulado “Adição de Poliestireno à resina acrílica quimicamente ativada: um estudo in vitro” foi apresentado em 24 de setembro de 2019 e aprovado pela banca examinadora, composta pelos professores Doutores Marcos Antonio Torriani (orientador), Cristina Pereira Isolan e César Dalmolin Bergoli (titulares). No entanto, devido a pandemia provocada pela disseminação do vírus SARS-CoV-2, causador da Covid-19, e a opção em não modificar a pesquisa, algumas alterações precisaram ser realizadas.

Este estudo, teve base de execução estritamente laboratorial. Devido ao atraso na liberação das atividades presenciais no laboratório de materiais - CDC Bio (UFPel) e às mudanças no ritmo de trabalho impostas no funcionamento da faculdade, dois dos ensaios propostos no projeto não puderam ser realizados: o de rugosidade superficial e o de plasticidade. Em contrapartida, foi possível realizar em adição ao projeto os ensaios de dureza e grau de conversão. Essa substituição se deu por haver no laboratório os recursos necessários a estes ensaios, enquanto que o ensaio de plasticidade necessitava de matriz não disponível no CDC e da não certeza da possibilidade de confecção dentro do contexto trazido pela pandemia. Dessa forma, a qualidade do trabalho proposto não sofreu prejuízo, sendo também atendidas as sugestões da banca examinadora.

O presente estudo, intitulado “Resistência flexural, dureza, grau de conversão e sorção da resina acrílica modificada por poliestireno” é apresentada na sua forma redigida como artigo, de acordo com as normas estabelecidas pela Revista *Dental Materials*, disponível em <https://www.elsevier.com/journals/dental-materials/0109-5641/guide-for-authors>.

3 Artigo

Flexural strength, hardness, degree of conversion and sorption of acrylic resin modified by polystyrene

Salma Rose Buchnveitz Salybi, Marcos Antonio Torriani, Renato Fabricio de Andrade Waldemarin

Será submetido à revista Dental Materials

**Flexural strength, hardness, degree of conversion and sorption of acrylic resin
modified by polystyrene**

**Salma Rose Buchnveitz Salybi¹, Marcos Antonio Torriani², Renato Fabricio de
Andrade Waldemarin²**

¹ PhD student, Graduate Program in Dentistry, Federal University of Pelotas

² Teacher, Graduate Program in Dentistry, Federal University of Pelotas, Brazil

Corresponding author:

Marcos Antonio Torriani

School of Dentistry, Federal University of Pelotas, Brazil

Rua Gonçalves Chaves 457

96015-560, Pelotas-RS, Brazil

Tel/Fax: +55 53 3260-2801

E-mail: marcostorriani@gmail.com

ABSTRACT

Objective. To verify the properties of self-cured acrylic resin modified by the incorporation of polystyrene particles and compare them to those of the commercial material in order to find similarities or differences between them.

Methods. Concentrations of 10%, 20% and 30% by weight of polystyrene particles were added to commercial acrylic resin powder. Four groups were determined, being G1(control group), G2(10% polystyrene addition), G3(20% polystyrene addition) and G4(30% polystyrene addition), submitted to four tests: three point bending, Vikers hardness, degree of conversion, sorption and water solubility. The data were analyzed using PSPP statistical software to verify the normality and homogeneity of values, and then the one-way ANOVA and Tukey's complementary test were applied in case of statistical significance. Non-normal values were submitted to the non-parametric Kruskall-Wallis test.

Results. There was no statistical difference for hardness, degree of conversion and water sorption in the groups tested. For solubility, G2 was statistically equal to G1 and G3 and G4 were statistically equal. For flexural strength, all groups showed statistical difference among themselves, and G2 and G3, G3 and G4 were statistically equal for modulus of elasticity.

Significance. Lower incorporated concentrations behave similarly to the commercial material. Adding polystyrene, through particles of a disposable plastic material, can reduce the manufacturing costs of acrylic resin and help to decrease the impact of this plastic on the environment.

Keywords: polymethylmethacrylate, polystyrene, flexural strength, sorption, vikers hardness, plastics

1. INTRODUCTION

Between the 1930s and 1940s, synthetic polymers were developed with the goal of serving as materials for total prosthesis, among them are the poly(vinyl chloride) - PVC, phenol-formaldehyde, vinyl acetate, polystyrene - PS, among others. However, due to the limitations of success of these materials, it was in 1936 with the introduction of poly (methyl methacrylate) or PMMA that the polymeric materials were improved and gained space in the dental clinical practice[1].

The introduction of acrylic resin in dentistry occurred, initially, in its thermo-activated form, and soon after, the so-called chemically cured, self-cured or cold-cured resin appeared. The use of this material is wide, which includes the making of prosthetic bases, temporaries, myorelaxation plates, orthodontic appliances, besides being used for repairs and relines [2]. Not only in clinical practice, but also in educational institutions its use is common in preclinical laboratories for teaching-learning of students, which requires considerable amounts of material in prosthetic and orthodontic pre-clinical classes.

Over the years, environmental concerns has growing, once there is a serious gap between the amount of waste produced and its adequate destination [3]. Another study brings relevant information about plastics. These respond to approximately 90% of all floating waste on the surface of the oceans, with the equivalent of 46,000 pieces per square kilometer. It is estimated that 60% of the plastics produced and already discarded between the years 1950 and 2015 are dispersed in the environment and that, annually, 1.5% to 4% of the world production has the same destination [4]. Among the volume of accumulated waste, the most prominent are the materials made from thermoplastic resin. The group of thermoplastics includes polyethylene, polypropylene (PP), polyvinyl chloride (PVC) and polyethylene terephthalate (PET), and Polystyrene (PS), which is the pioneer among them. Polystyrene was the first moldable and transparent plastic resin to reach the market in the late 1940s [5].

To start the formation of the polymer chain, in self-curing acrylic resins, a chemical reaction is necessary when mixing the powder and liquid components. The polymerization chain of this material occurs as follows: the acrylic resin has as activator

a tertiary amine (dimethyl-para-toluidine) that, when added to the methyl methacrylate monomer, decomposes the benzoyl peroxide and, consequently, the available monomers react with the produced free radicals, which start the polymerization reaction [1-6]. With regard to thermoplastic resins, especially polystyrene, a common plastic in everyday life, its production is similar. PS is a homopolymer obtained through chemical addition polymerization reactions of the styrene monomer. It is a thermoplastic polymer, marketed in three forms: for general use (GPPS - General Purpose Polystyrene), the expanded (EPS or Styrofoam) and as HIPS, high impact [7].

Crystal Polystyrene is the best known commercialized form, in which it is used in the manufacturing of disposable cups, straws, packaging, insulation, materials for electrotechnics, resin varnishes, plastics for cell phones and others application [8]. It is also characterized by its transparency, rigidity, low specific mass, odorless and non-toxic, besides being soluble in higher alcohols, esters, ketones, aromatic/chlorinated hydrocarbons and some oils, besides having low cost [7].

Once PMMA and PS are both obtained from addition polymerization process, and PS, in turn, is solubilized by the methyl methacrylate monomer, it is viable to question if PS can be incorporated to PMMA and how this incorporation would affect the properties of the final product [9-10].

The possibility of obtaining mechanical characteristics of the modified material equal to those of the commercial resin would promote economic and environmental benefits, since it would result in a lower cost to the product by incorporating a low value material, besides reducing the impact of this material on the environment. If the characteristics found are superior, it opens the possibility of developing a dental product of lower cost that can be used both for teaching purposes and for use in patients.

Thus, this study aimed to perform mechanical tests to find how the PPMA may behave with additions of Polystyrene - PS. The RAQA powder was altered by adding, in weight, 10%, 20% and 30% of PS, obtained from the fragmentation of disposable plastics cups. Tests were performed according to the specifications of ISO 20795-1 - International Organization for Standardization - Denture base polymers [11]. The null hypothesis formulated is that the addition of PS to the RAQA would not alter the characteristics of the commercial product.

2. METHODOLOGY

2.1. Obtaining Polystyrene (PS)

To simulate the recycling of discarded materials, disposable plastic cups of crystal polystyrene (Copobrás®, São Paulo, Brazil) were elected as the material of choice. The cups were transformed into powder through grinding in a knife mill model MA350, 16000 watts (available at the Federal University of Pelotas, RS, Brazil), until particle size resembling 0.5mm.

2.2. Obtaining the specimens

The specimens were made from chemically activated acrylic resin (RAQA) Jet® - Artigos Odontológicos Clássico, Campo Limpo Paulista, SP, Brazil. Wich powder was altered by adding PS at the following proportions, based on final weight:

Group 1 (G1): 100% of RAQA.

Group 2 (G2): 90% of RAQA and 10% of PS.

Group 3 (G3): 80% of RAQA and 20% of PS.

Group 4 (G4): 70% of RAQA and 30% of PS.

To these mixtures was added 30% by mass of methyl methacrylate monomer (Jet® - Artigos Odontológicos Clássico, Campo Limpo Paulista SP, Brazil) obtaining 3:1 powder/liquid proportion according to the manufacturer's indication.

2.3 Three-point bending test

Twelve specimens were made for each group using a stainless steel matrix with dimensions 65x10x2.5mm. After polymerization, the irregularities of the material were worn down for 30 seconds with the aid of 600 grit water sandpaper. The specimens were then stored in distilled water at 37°C for 50±2 hours, dried with absorbent paper towels, and subjected to a three-point bending test in an EMIC mechanical testing machine (DL500, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil). The load was applied to the central region of the bar, with a distance of 50 mm between the support points, at a speed of 5 mm/min until the rupture of the specimen.

2.4 Vickers hardness

With the help of a polyvinylsiloxane matrix, six cylindrical specimens (4x2mm) were made from each of the groups tested. The surface of the specimens was smoothed with sandpaper of decreasing granulation in the order 600, 800, 1200, 1800, and 2000. After that, they were stored in water for 24 hours, removed and dried with absorbent paper towels. Using a microdurometer (FM 700; Future-Tech Corp., Tokyo, Honshū, Japan) with a Vickers endenter, five indentations were made on each specimen at different locations. For all, a load of 100g was applied for 30 seconds.

2.5 Degree of Conversion

The degree of conversion was determined using Fourier transform infrared spectroscopy with an attenuated total reflectance unit attached to the system (RT-FTIR Shimadzu Prestige 21 Spectrometer, Shimadzu, Japan). Prior to conversion, manipulated amounts of the groups were dispensed onto the diamond. The thickness of the evaluated material was standardized using a silicone matrix. The polymer was evaluated with three standardized pre-fabricated resin disks of each group, these disks had the same methodology and dimensions as the previous test. The degree of conversion was determined by the ratio of the observed absorbance intensity of the aliphatic C=C (peak height at 1635 cm⁻¹) against the 1715 cm⁻¹ peak used as internal standard, operating with 12 scans.

2.6 Sorption and solubility

Ten cylindrical specimens (4x2mm) were obtained using a polyvinylsiloxane matrix. After polymerization, the specimens were polished with abrasive paper of decreasing grain size until a grain size of 1,200, when their dimensions were measured. After calculating their volume (mm³), they were stored in a desiccator at 37 °C and repeatedly weighed after 24-hour intervals using an analytical balance (JK-180; Chyo Balance Corp, Tokyo, Japan) to 0.1 mg until a constant mass reading (m₁) was obtained over three days. The samples were then individually placed in sealed vials, immersed in distilled water, and stored at 37° C. After seven days immersed in water, they were removed, dried with absorbent paper towels, and the sample was shaken in air for 10 seconds. The weighing procedures were repeated, and the new mass measurement was called m₂. The specimens were then placed back in the desiccator at 37 °C and weighed until a constant dry mass was obtained (m₃). The water sorption (W_{sp}) and solubility

(Wsl), given in $\mu\text{g} / \text{mm}^3$, were calculated as follows: $W_{sp} = (m_2 - m_3) / V$; $W_{sl} = (m_1 - m_3) / v$.

2.7 Statistical Analysis

The present work is a continuation of a previous study [10]. Based on the coefficient of variation data found in that study (0.16), a significance level of 0.95 and the expectation of finding significance given 10% of variation of the mean, an adequate sample size of 9.8 specimens was established. Two more specimens were made as a safety margin, totaling twelve specimens.

The statistical analysis was performed using the PSPP statistical software in order to verify normality and homogeneity of the data obtained. The one way ANOVA analysis of variance and Tukey's complementary test were applied to check if the groups differed from each other. In case normality and homogeneity of the data were not found, the non-parametric Kruskal-Wallis test was used.

3. RESULTS

The values obtained for modulus of elasticity, rupture tension, solubility and hardness were normal and homogeneous and one-way ANOVA could be applied. For the first three tests mentioned, the groups showed statistically significant difference ($p < 0.05$), and Tukey's complementary test was applied. For maximum rupture tension, all groups showed statistical difference between them [Table 1]. For modulus of elasticity, G2 and G3, G3 and G4 were statistically similar [Table 2]. For water solubility, G1 and G2 were statistically similar, as were G3 and G4 [table 3]. The analysis of variance for hardness showed no significant difference between the groups ($p > 0.05$) [table 4].

For the degree of conversion test, the data were not normal and homogeneous. Thus, for the degree of conversion the Kruskal-Wallis test was applied, which indicated validity of the null hypothesis at a 5% significance level ($p > 0.05$), with no statistically significant difference between the groups tested [Table 5]. For sorption, normality was not possible due to the high kurtosis of the curve, however, there was adequate homogeneity of variances. As the variances were quite homogeneous ($p > 0.05$) we

decided to proceed with one way ANOVA. It was also observed that there is no statistically significant difference between the groups ($p > 0.05$) [table 6].

4. DISCUSSION

The null hypothesis was rejected for the tests of flexural strength, modulus of elasticity and solubility, because there was a change in the properties of the experimental groups when compared to the control group G1. The hypothesis was accepted for hardness, degree of conversion and sorption, since the incorporation of PS particles did not change the characteristics of the conventional material.

Due to the favorable properties presented by polymethylmethacrylate - PMMA - such as low cost, aesthetics and easy handling, it has been the material of choice for the manufacture of prosthetic bases [14]. In the literature, some attempts to improve the resin's mechanical properties have been reported: developing an alternative material to PMMA, modifying it chemically by adding a copolymer or reinforcing it with other materials. As an example, we have the incorporation of several types of fibers: glass, carbon, polyaramid, polyethylene, nylon and even metal reinforcements [14-15]. The first attempt to reinforce this material is described in the 60's [13], through the use of aluminum fibers, which proved the increase in the resistance of the material for prosthesis bases and, from then on, other types of reinforcements were proposed. However, when it comes to the incorporation of polystyrene in the formulation of acrylic resin, the studies are still restricted.

In a study of the flexural properties of thermopolymerized acrylic resin containing glass fibers, it was observed that flexural strength has increased in reinforced specimens compared to non-reinforced ones [16]. Another study on incorporation of glass fibers, measured and compared the fracture strength of heat-polymerized PMMA, finding that incorporation of loose particles at 4% by weight significantly increased the flexural strength of the denture base [17]. Same way other investigations found, an increase in the elasticity modulus of the material with the use of post-polymerized fibers [18] and higher impact strength of acrylic resin as the incorporation of glass fibers increased [19]. However, this addition does not always show satisfactory results, because it was found that the incorporation of 5% of these fibers increased the surface roughness and decreased the hardness of the material [20].

An evaluation of the measures used by orthodontists to reinforce self-cured acrylic resin used in orthodontic appliances, through a questionnaire, showed that in every twenty appliances installed per month, five of them presented acrylic fracture. The test performed with samples of acrylic resin reinforced with wires of different thicknesses (0.50 mm, 0.70 mm and stainless steel orthodontic mesh of 80ppp), did not show statistically significant differences [21].

Other incorporations tested in acrylic resin, such as addition of 5% to 20% by weight of aluminum oxide powder (Al_2O_3) to evaluate the flexural strength of thermopolymerized resin, found that the proportion of 10% improves this mechanical characteristic for denture bases [22]. Another study investigated the properties of zinc oxide nanocomposite added to polymethylmethacrylate, to verify the deposition of microorganisms on the prosthesis base, which resulted in an increase in the hardness of the resin, with no change in the surface roughness property [23]. It was also believed that fluorinated compounds could present superior physical properties because they behave in a more stable manner when compared to conventional polymers. To affirm this, RAQA samples immersed in fluoralkyl solvent (FMA) were tested, comparing them with those immersed in methyl methacrylate (MMA) to observe its effect on flexural strength. A decrease in flexural strength and modulus of elasticity was then obtained, independent of the concentration of FMA used [24].

The evaluation of flexural strength and modulus of elasticity are translated, respectively, into fracture toughness and stiffness of the material [1].

It is known that the higher the modulus of elasticity of the material, a greater applied load will be necessary to promote its deformation, because more rigid the material will be [25]. In the present study, it was observed that group G2 (1501.2 GPa) was numerically closest to control group G1 (2098.3 GPa) for the modulus of elasticity, which also meets the value stipulated by ISO 20795-1 of 1500 MPa. For flexural strength values, G2 (42.4 MPa) was also the group numerically closest to the control (63.5 MPa). However, groups G3 (GPa 1379.5 and MPa 33.1) and G4 (GPa 1085.8 and MPa 22.3) showed a decrease when compared to G1 (GPa 2098.3 and MPa 63.5), characterizing a more elastically deformable material, especially G4 which showed a lower than expected flexural strength value. The failure to meet the value of modulus of elasticity (1500 GPa) by groups G3 and G4 and tensile strength by all groups that received PS addition stipulated by the ISO standard for denture base resins (> 60 MPa) [11], does not mean that RAQA cannot be used in other less durable applications, such

as making individual trays and orthodontic appliances. When testing PS incorporations of 8%, 10% and 12% in RAQA, another study found similar results, where the 8% group most closely matched the group with no added material [9]. These results suggest that, the addition of 8 and 10%, lead to a behavior closer to the characteristics of the commercial material and, higher concentrations of PS added, transform the RAQA into a more resilient material.

In contrast to these results, a previous study found that the addition of 10% PS presented higher modulus of elasticity when compared to the control [10]. This difference in results for the addition of 10% may have occurred due to the difference in methodologies for making the specimens, more specifically in their dimensions. In the aforementioned study, samples were used in the form of bars with dimensions of 16x5x5mm [26], which differs from the dimensions recommended by ISO 20795-1, with bars with dimensions of 65x10x2.5mm [11]. It is believed that the dimensions of the specimens can influence the flexural strength.

Studies on the mechanical properties of materials aimed at analyzing the fatigue behavior of specimens suggest that there is an effect with respect to size, where the fatigue strength of the material decreases when its dimensions are increased. It is reported that increasing the diameter of the specimen leads to an increase in its volume and surface area, an important factor since fatigue failures usually start at the surface of the material [27-28].

A comparison on the difference in methodologies for making specimens was performed. In order to compare dimensions smaller than those recommended by ISO 4049 and their influence on flexural strength and using composite resin as tested material, it was found that the small dimensions tested did not behave inferiorly for this characteristic. Smaller specimens provided, besides less material consumption, equivalent values of flexural strength [29]. Evaluations of the same restorative composite with smaller dimensions than those recommended by the ISO standard (4049) found 40% higher values of flexural strength with smaller specimens - 12x2x2 mm versus 20x2x2 mm of the respective standard [30-31]. It is necessary, then, to investigate whether geometric modifications, such as the reduction of length, width and height, actually allow higher values of modulus of elasticity as occurred in the cited study.

In the three-point bending test, it was also observed that there was a greater difficulty of rupture - division into two parts - of specimens from group G4, which reinforces the possibility of testing higher concentrations of PS in the development of a resilient material, however, this still needs to be tested.

The hardness is an important property to be evaluated, because it indicates the resistance of the material to suffer plastic deformation caused by edentation [1]. The material with a higher superficial hardness can withstand excessive wear, as in prosthesis bases, caused by agents used in its hygienization associated to excessive brushing [32]. Measurements of acrylic resin hardness may indicate a possible degradation of the polymeric matrix, decreasing the hardness of the material and consequently increasing the possibility of fracture and longevity of the prosthesis base [33]. In the present study, no differences were found for this property when PS was added, indicating that these PS incorporations lead to a behavior similar to the commercial material. Lower proportions of PS addition tested and compared to this study showed similar result for hardness, with no differences between the groups, confirming the hypothesis tested [9].

It is also known that chemically activated acrylic resins differ from thermally activated resins in terms of the degree of polymerization, and this conversion of monomer to polymer is not so high, which results in a greater amount of residual monomers. This monomer that does not react causes problems such as a decrease in flexural strength, due to its action as a plasticizer, besides being a potential irritant to oral tissues, compromising its biocompatibility [34]. For the degree of conversion, the incorporation of PS resulted in no significant differences for all groups. However, a lower addition and closer to the control group - of 8% - described a higher degree of resin conversion [9], which may present an advantage regarding tissue biocompatibility. Also mentioned in the literature is the positive relationship between the degree of conversion and hardness [32-35]. The higher the degree of residual conversion achieved the higher the hardness of the material, and the incorporation of 8% PS particles may be considered more advantageous in these parameters.

Among the physical characteristics that the acrylic resin presents, sorption and water solubility stand out. When water penetrates the PMMA mass it causes its expansion, because it remains between the polymer chains. This water interferes in the interlacing of the chain and starts to act as a plasticizer. Sorption is seen as a negative property for the material, since it affects its mechanical and dimensional properties. Its

flexibility and transverse traction may be impaired, besides being associated to prosthesis staining and significantly altering below hardness values [36-37]. In the present study, no significant differences in sorption were found between the groups tested. The result obtained shows that the modified resin does not undergo sorption changes when compared to the commercial resin.

When the question involves the solubility of chemically activated acrylic resins, they present differences when compared to the thermally activated ones due to a greater release of residual monomer. High solubility is not a desirable characteristic for this material, because solubilization of some components may occur - benzoyl peroxide, hydroquinone, some pigments, residual monomer - and may cause allergic reactions when the material is used in patients [37]. For the solubility values found in this study, it was found that group G2 behaved similarly to the control group, as they were statistically equals. G3 and G4 also behaved statistically equals to each other.

These results found for solubility can be explained. The methacrylate polymer is not soluble in water and, therefore, the solubility values found are due to the presence of residual monomers and soluble additives in the acrylic resin composition [38]. Most of its components are also hydrophobic, such as benzoyl peroxide and hydroxytoluene butylate, which have low water solubility. Due to the polar properties of its molecules, RAQA absorbs water slowly and over a long period of time, exhibiting low solubility values [37].

The fragmentation of the material using a knife mill provided the obtainment of particles with dimensions of approximately 0.5mm. It is possible that this size may have influenced the plasticizing effect of the polymer long chain, and the use of smaller particles may promote a better homogeneous distribution, both in the polymer chains formed and in the powder of the modified resin. The RATA (thermally activated acrylic resin) in turn, presents superior characteristics due to its polymerization under higher temperature or pressure conditions [35-39]. Because of this, its degree of conversion is higher and so is the amount of residual monomers. Therefore, the investigation of the particle size and the incorporation of PS in RATA are parameters that should be taken into account, associated with the investigation of the possible toxicity when taking a plastic material to high temperatures and pressure.

Another issue to be tested is surface roughness. It is known that the increase of roughness at the base of a prosthesis favors the proliferation of microorganisms on its

surface, besides generating discomfort for the patient [20-23]. This occurs due to the formation of porosities on its base resulting from the incorrect powder-liquid ratio, lack of aggregation of the powder particles in the liquid, among others [36]. No differences were found between the modified material and the commercial material in lower proportions [9]. However, there is a need to investigate whether the higher additions tested so far behave similarly.

In general, the addition of 10% PS to the RAQA formulation was the closest to the results obtained in the control group. This occurred both for modulus of elasticity, flexural strength and water solubility. For concentrations higher than 10%, results open the possibility of future researchs for use of this material in less durable applications in dentistry.

5. CONCLUSION

According to the results obtained in this study of the properties evaluated with respect to the addition of PS in the formulation of RAQA, lower concentrations incorporated behave similarly to the commercial material. The addition of PS to RAQA, through particles of a disposable plastic, can reduce the manufacturing costs of the material, besides helping to reduce the impact of this plastic on the environment.

ACKNOWLEDGMENTS

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001.

CONFLICT OF INTEREST

The authors report no conflicts of interest.

REFERENCES

- [1] Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12 ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2006.
- [2] Cardoso KV. Fracture resistance between acrylic resin and composite resin in anterior immediate implant- supported provisional crowns - An in vitro study. Faculdade de odontologia de Araraquara, 2014. <http://hdl.handle.net/11449/110833> [access in january 20, 2021].
- [3] Corrêa ME, Heemann A. Proposal to replace disposable plastic cups in a large factory. Rev Mix Susten. 2016, 2:273-79. <https://doi.org/10.29183/2447-3073.MIX2016.v2.n2.73-79>
- [4] Pertussatti CA. Environmental management of plastic waste in Brazil: subsidies for a national guideline. National School of Public Administration, Brasília, 2020. <http://repositorio.enap.gov.br/handle/1/5134> [access in december 20, 2021].
- [5] Garcia EEC *et al.* PS, XPS and EPS for contact with food. <http://www.plastivida.org.br/index.php/sala-de-imprensa/artigos?lang=pt>. 2017 [access in january 20, 2021].
- [6] Souza FB. Evaluation of roughness, hardness, flexural strength of chemically activated acrylic resin manipulated by various techniques. Faculty of Dentistry, Federal University of Rio Grande do Sul, 2017. <http://hdl.handle.net/10183/170317> [access in january 20, 2021].
- [7] Machado MDS. Nanocomposite of recycled Polystyrene, sodium bentonite and calcium sulfate hemihydrate: obtaining and characterization. Polytechnic School of the University of São Paulo, 2016.
- [8] Malere CPR2. Synthesis and characterization of polystyrene pattern for gel permeation chromatography through controlled free radical polymerization mediated by nitroxide radicals. Federal University of Campinas, São Paulo, 2011.
- [9] Prado, LGVS. Characterization of the addition of polystyrene to acrylic resin. Federal University of Pelotas, Pelotas, 2019. <http://pergamum.ufpel.edu.br:8080/pergamumweb/vinculos/0000c6/0000c6a1.pdf>. [access in may 20, 2020].
- [10] Teixeira MDB, Salybi SRB. Addition of polystyrene to acrylic resin: an economic, environmental and social issue. Federal University of Pelotas, Pelotas, 2018.

<http://pergamum.ufpel.edu.br:8080/pergamumweb/vinculos/0000c2/0000c244.jpg>.

[access in may 20, 2020].

[11] International Standart Organization. ISO 20975-1: Denture base polymers, vol.2, 2013.

[12] Lucente ALB. Development of acrylic resin based on poly (methyl methacrylate -co-butyl methacrylate) for application in dentistry. State University of São Paulo, 2017.

[13] Grant A, Greener E. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylate denture base resins. Aust Dent J, 2:29-33, 1967. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1967.tb04242.x>

[14] Fonseca RB *et al.* Reinforced Prostheses: literature review. 2011, 13:271-278. <https://doi.org/10.17921/2447-8938.2011v13n4p%25p>

[15] Salih S, Oleiwi J, Hamad Q. Comparative study the flexural properties and impact strength for PMMA reinforced by particles and fibers for prosthetic complete denture base. The Iraqi Journal For Mechanical and Material Engineering. 2015, 15:288-307.

[16] Tacir IH, Kama JD, Eskimez S. Flexural properties of glass fiber reinforced acrylic resin polymers. Aust Dent J. 2006, 51:52-56, 10.1111/j.1834-7819.2006.tb00401.x

[17] Kumar G *et al.* Reinforcing heat-cured poly-methyl-methacrylate resins using fibers of glass, polyaramid, and nylon: An in vitro study. J Contemp Dent Pract. 2016,17:948-952.10.5005/jp-journals-10024-1960

[18] Dikbas I, Urbuz O, Unalan F, Koskal T. Impact Strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with diffeernt forms of E-glass fibers. Act Odontol Scand, 2013, 71:727-732. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.715198>

[19] Bertassoni L *et al.* Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. J Prost Dent. 2008, doi: 6:449-57.10.1016/S0022-3913(08)60263-2

[20] Gad M, Rahoma A, Al-Thobity A. Effect of polymerization technique and glass fiber addition on the surface roughness and hardness of PMMA denture base material. Dent Mater 2018, doi:37:746-753. 10.4012/dmj.2017-191

[21] Fujii EDC. Evaluation of flexural strength of an acrylic resin for orthodontic appliances under the influence of three reinforcement methods. Federal University of Santa Catarina, 2012.

[22] Ellakwa A, Morsy M, El-Sheikh A. Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. J of Prost, 2008, 17:439-444. 10.1111/j.1532-849X.2008.00318.x

[23] Cierech M *et al.* Mechanical and physicochemical properties of newly formed zno-pmma nanocomposites for denture bases. J Nanomat 2018, 8:305. [10.3390/nano8050305](#)

[24] Cunha TR *et al.* Influence of incorporation of fluoroalkyl methacrylates on roughness and flexural strenght of a denture base acrylic resin. J Appl Dent Sci, 2009, 17:103-107. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572009000200006>

[25] Mezzomo MH, Moraes AG. Determination of the modulus of elasticity in steels and aluminum through natural frequency compared to the tension test. Rev Matéria. 2020. 10.1590/S1517-707620200002.1035.

[26] Altinci, Pinar *et al.* Antimicrobial efficacy and mechanical properties of BAC- modified hard and soft denture liners. The Nip Dent Univer, 2017. [10.1007/s10266-017-0303-8](#)

[27] Forrest PG. Fatigue of metals. 1.ed, London, 1962.

[28] Frost NE *et al.* Metal fatigue. 1.ed, Oxford, 1974.

[29] Santos SCC *et al.* Effect of specimen dimensions on the flexural strength of restorative composites. Rev Odont UNESP, 2011,40:64-68.

[30] Huysmans M-C *et al.* The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strenght of posterior composite restorative materials. Dent Mater, 1996, 12:116-120. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80078-9](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80078-9)

[31] Miyazaki M *et al.* Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strenght of light-cured composites. Dent Mater, 1996, 12:328-332. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80042-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80042-X)

[32] Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. J of Prost, 2008, 17:545-549.10.1111/j.1532-849X.2008.00357.x

[33] Pinto LR *et al.* Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard reline acrylic resins. *Eur Col of Gerodont*, 2010,10:147-153. 10.1111/j.1741-2358.2009.00282.x

[34] Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): an update. *Polymers*, 2020. doi:10.3390/polym12102299

[35] Ayaz, EA *et al.* Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl BiomaterFunct Mater*, 2014, 12:228-33. 10.5301/jabfm.5000199

[36] De Sá Catão CD, *et al.* Microstructural evaluation of acrylic resins used in making occlusal plates. *Rev Saúde e Ciência Online*, 2015,4:12-24. <https://doi.org/10.35572/rsc.v4i1.236>

[37] Camacho, DP *et al.* Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. *Braz J of Surg and Clin Resear*, 2014, 6:63-72.

[38] Garcia-lopez, DA *et al.* Long-term dimensional stability of an acrylic resin for provisional crowns with different types of processing techniques. *Rev de Odontol UNESP*, 42:196-203. <http://dx.doi.org/10.1590/S1807-25772013000300009>

[39] Alkurt M, Yesil Duymus Z, Gundogdu M. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *J Prosth Dent*, 2014, 34:485-489. 10.1016/j.prosdent.2013.09.007

APPENDICES

Table 1. Maximum rupture stress in the groups tested. Values in MPa. Equal letters in the grouping correspond to statistically equal groups.

Group	Mean	Standard Deviation	ANOVA	Clustering
G1	63.5	10.9		A
G2	42.4	6.28		B
G3	33.1	7.51		C
G4	22.3	4.64	0,000	D

Table 2. Modulus of elasticity of the tested groups. Values in GPa. Equal letters in the grouping correspond to statistically equal groups.

Group	Mean	Standard Deviation	ANOVA	Clustering
G1	2098.3	597.9		A
G2	1501.2	264.6		B
G3	1379.5	354.1		B C
G4	1085.8	184.6	0,000	C

Table 3. Water solubility. Values in $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Equal letters correspond to statistically equal groups.

Group	Mean	Standard Deviation	ANOVA	Clustering
G1	0	0		A
G2	0	0		A
G3	0.000001	0		B
G4	0.000001	0	0,000	B

Table 4. Vickers hardness (HV) of the tested groups.

Group	Mean	Standard Deviation	ANOVA
G1	9.66	1.45	0,416
G2	9.76	1.17	
G3	9.50	0.87	
G4	10.30	0.90	

Table 5. Kruskal-Wallis for Degree of Conversion values of the tested groups

Groups	Mean	Standard Deviation	Kruskal-Wallis test
G1	86.58	1.73	0,074
G2	87.42	0.39	
G3	91.32	5.32	
G4	90.34	1.52	

Table 6. Water sorption in the tested groups. Values in $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Group	Mean	Standard Deviation	ANOVA
G1	0.00002	0	
G2	0.00002	0.00001	
G3	0.00001	0	
G4	0.00001	0	0,112

5 Considerações Finais

De acordo com os resultados obtidos neste estudo das propriedades avaliadas com relação à adição de PS na formulação do RAQA, concentrações menores incorporadas se comportam de forma semelhante ao material comercial. A adição do PS na RAQA, na forma de partículas de um material plástico descartável, pode reduzir os custos de fabricação do material, além de ajudar a diminuir o impacto desse plástico no meio ambiente.

Referências

ALI, Isma Lisa; YUNUS, Norsiah; ABU-HASSAN, Mohamed Ibrahim. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. **Journal of Prosthodontics**, v.17, p.545-549, 2008.

ALTINCI, Pinar et al. Antimicrobial efficacy and mechanical properties of BAC-modified hard and soft denture liners. **The Society of The Nippon Dental University**, [Japão], 2017.

ALKURT, Murat; YEŞİL DUYMUŞ, Zeynep; GUNDOĞDU Mustafa. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.34, 485-489, 2014.

ANUSAVICE, Jenneth et al. **Phillips materiais dentários**. 12 ed. São Paulo: Elsevier, 2013.

AYAZ, Elif Aidogan; DURKAN, Rukiye; KOROGU, Aysegul; BAGIS, Bora. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. **Journal Appl BiomaterFunct Mater**, v. 12, n.3, p. 228-33, 2014.

BERTASSONI, Luiz; MARSHALL, Grayson; DE SOUZA, Evelize; RASHED, Rodrigo. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. **Journal Prosthetic Dentistry**,[US],v.6, p. 449-57, 2008.

CAMACHO, Daiane Pereira et al. Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. **Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research**, v. 6, n.3, p.63-72, 2014.

CARDOSO, Katia Vieira; **Resistência à fratura entre a resina acrílica e a resina composta em coroas provisórias implanto - suportadas unitárias imediatas anteriores - Estudo in vitro**. 2014. Dissertação de Mestrado (Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2014.

CIERECH, Mariusz et al. Mechanical and physicochemical properties of newly formed zno-pmma nanocomposites for denture bases. **Journal Nanomaterials**, v.8, n. 305, 2018.

CORRÊA, Maria Eugênia; HEEMANN, Adriano. Proposta de substituição de copos plásticos descartáveis em fábrica de grande porte. **Revista Mix Sustentável**, Brasil, v. 2, n. 2, p. 73-79. 2016.

CUNHA, Tatiana Ramirez; REGIS, Romulo Rocha; BONATTI, Marília Rodrigues; SOUZA, Raphael Freitas. Influence of incorporation of fluoroalkyl methacrylates on roughness and flexural strenght of a denture base acrylic resin. **Journal of Applied Dental Science**, [Brasil], v.17, n.2, p. 103-107, 2009.

DE SÁ CATÃO, et al., Avaliação microestrutural das resinas acrílicas utilizadas na confecção de placas oclusais. **Revista Saúde e Ciência Online**. Brasil, v.4, n.1, p.12-24, 2015.

DIKBAS, Idil; URBUZ, Ozlem; UNALAN, Fatma; KOKSAL, Temel. Impact Strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with diffeernt forms of E-glass fibers. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 71, p.727-732, 2013.

ELLAKWA, Ayman; MORSY, Mohamed; EL-SHEIKH, Ali. Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. **Journal of Prosthodontics**, v.17, n.6, p. 439-444, 2008.

FONSECA, Rodrigo Borges et al. Próteses Reforçadas: revisão de literatura. **UNOPAR Científica: Ciências Biológicas e da Saúde**, Brasil, v.13, n. 4, p. 271-278, 2011.

FORREST, P.G. **Fatigue of metals**. 1ºed, Londres, 1962.

FROST, N.E. et al. **Metal fatigue**. Oxford, 1974.

FUJII, Elisa da Cunha; **Avaliação da resistência flexural de uma resina acrílica para aparelhos ortodônticos sob a influência de três métodos de reforço**. 2012. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012.

GAD, Mohammed; RAHOMA, Ahmed; AL-THOBITY, Ahmad. Effect of polymerization technique and glass fiber addition on the surface roughness and

hardness of PMMA denture base material. **Dental Materials Journal**, v.37, n. 5, p. 746-753, 2018.

GARCIA, Eloísa Elena Corrêa; PADULA, Marisa; SOUZA, Raquel Massulo; KARASKI, Thiago Urtado. **PS, XPS e EPS para contato com alimentos**. São Paulo, 2017. Disponível em: <http://www.plastivida.org.br/index.php/sala-de-imprensa/artigos?lang=pt>. Acesso em: 20/01/21

GARCIA-LOPEZ, David Alejandro et al., Estabilidade dimensional de uma resina acrílica para coroas provisórias e função de diferentes técnicas de processamento ao longo do tempo. **Revista de Odontologia da UNESP**. Brasil, v.42, n.3, p.196-203, 2013.

GRANT, A; GREENER, E. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylate denture base resins. **Australian Dental Journal**, Austrália, v.12, n.2, p. 29-33, 1967.

HUYSMANS, Marye-Charlotte; VARST, Paul van der; LAUTENSCHLAGER, Eugene. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strenght of posterior composite restorative materials. **Dental Materials**, v.12, p. 116-120, 1996.

INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION, **ISO 20975-1**: Denture base polymers, v.2, 2013.

KUMAR, Gautam et al. Reinforcing heat-cured poly-methyl-methacrylate resins using fibers of glass, polyaramid, and nylon: An in vitro study. **The Journal Contemporary Dental Practice**. V. 17, n.11, p. 948-952, 2016.

LUCENTE, Ana Lucia Bogalhos. **Desenvolvimento de resina acrílica a base de poli (metacrilato de metila -co-metacrilato de butila) para aplicação em odontologia**. 2017. Projeto de qualificação de dissertação de mestrado – Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2017.

MACHADO, Messias dos Santos. **Nanocompósito de Poliestireno reciclado, bentonita sódica e hemi-hidrato de sulfato de cálcio: obtenção e caracterização**. 2016. Tese de Doutorado – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

MALERE, Caroline Paganucci dos Reis. **Síntese e caracterização de padrão de poliestireno para cromatografia de permeação em gel através de polimerização via radical livre controlada mediada por radicais nitróxicos.**

2011. tese de Doutorado - Universidade Federal de Campinas, São Paulo, 2011.

MEZZOMO, Mateus Henrique; MORAES, Amauri Gomes. Determinação do módulo de elasticidade em aços e alumínio através da frequência natural comparado ao ensaio de tração. **Revista Matéria**. Brasil, v.25, n.2, 2020.

MIYAZAKI, Masashi; OSHIDA, Yoshiki; MOORE, Keith; ONOSE, Hideo. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strenght of light-cured composites. **Dental Materials**, v.12, p.328-332, 1996.

PRADO, Luis Gustavo Vieira da Silva. **Caracterização da adição de poliestireno à resina acrílica.** 2019. Trabalho de conclusão de curso em odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2019.

PERTUSSATTI, Caroline Alvarenga. **Gestão ambiental de resíduos plásticos no Brasil: subsídios para uma diretriz nacional.** 2020. Trabalho de conclusão de curso – Escola Nacional de Administração Pública, Brasília, 2020.

PINTO, Luciana de Rezende et al. Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard reline acrylic resins. **European College of Gerodontology**. V.10, n.27, p. 147-153, 2010.

SALIH, Sihama; OLEIWI, Jawad; HAMAD, Qahtan. Comparative study the flexural properties and impact strength for PMMA reinforced by particles and fibers for prosthetic complete denture base. **The Iraqi Journal For Mechanical and Material Engineering**. Iraque, v.15, n.4, p.288-307, 2015.

SANTOS, Sybilla Cristine do Couto; ABI-RACHED, Filipe de Oliveira; ALMEIDA-JUNIOR, Antonio Alves; CRUZ, Carlos Alberto dos Santos. Efeito das dimensões dos corpos de prova na resistência à flexão de compósitos restauradores. **Revista de Odontologia da UNESP**. Brasil, v.40, n.2, p.64-68, 2011.

SOUZA, Felipe Bittencourt. **Avaliação da rugosidade, dureza, resistência à flexão de resina acrílica ativada quimicamente manipulada por diversas técnicas.** 2017. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

TACIR, I.H; KAMA, J.D; ESKIMEZ, S. Flexural properties of glass fiber reinforced acrylic resin polymers. **Australian Dental Journal**. Austrália, v.51, n.1, p.52-56, 2006.

TEIXEIRA, Marina de Brito; SALYBI, Salma Rose Buchnveitz. **Adição de poliestireno à resina acrílica: uma questão econômica, ambiental e social**. 2018. Trabalho de conclusão de curso - Curso de graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2018.

ZAFAR, Muhammad Sohail. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): an update. **Polymers**. Alemanha, v.12, 2020.