



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO



**INFLUÊNCIA DA FADIGA TERMOMECÂNICA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO
ENTRE UMA RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL E UMA RESINA
EXPERIMENTAL PARA APLICAÇÃO EM BASES PROTÉTICAS**

VÍTOR DE BAPTISTA BASTOS DUARTE

RIBEIRÃO PRETO

2018

VÍTOR DE BAPTISTA BASTOS DUARTE

**INFLUÊNCIA DA FADIGA TERMOMECÂNICA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO
ENTRE UMA RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL E UMA RESINA
EXPERIMENTAL PARA APLICAÇÃO EM BASES PROTÉTICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Andrea Cândido dos Reis

Ribeirão Preto

2018



Este trabalho de pesquisa foi realizado no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

1. RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar a influência da fadiga termomecânica na resistência de união entre uma resina acrílica convencional e uma resina experimental incorporada com vanadato de prata nanoestruturado decorado com nanopartículas de prata (AgVO_3), para aplicação em bases de próteses provisórias odontológicas. Sessenta espécimes (\varnothing 13 mm x 23 mm de altura) em resina acrílica autopolimerizável foram obtidos e separados em três grupos de acordo com a resina experimental com diferentes porcentagens de AgVO_3 injetada sobre eles (\varnothing 4 mm x 6 mm de altura): G1 – Convencional x Convencional, G2 – Convencional x 2,5% de AgVO_3 , G3 – Convencional x 5% de AgVO_3 . Dez amostras de cada grupo foram submetidas à análise de resistência de união por meio do ensaio de cisalhamento em máquina universal de ensaios logo após a confecção, e dez amostras foram submetidas previamente a 1.200.000 ciclos com carga de 98N e frequência de 2Hz/segundo e banhos alternados de 5°C, 37°C e 55°C para então serem submetidos ao mesmo ensaio. A área de fratura foi analisada em estereomicroscópio e categorizada. Para a análise dos dados foi utilizada a análise de variância de 2 fatores com ajustes de Bonferroni para comparações *post hoc* ($\alpha=0,05$). O processo de fadiga não influenciou na resistência de união entre as resinas ($p=0,416$) porém, de maneira geral a concentração de AgVO_3 presente na resina experimental influenciou na resistência de união à resina convencional ($p=0,013$). A análise fractográfica demonstrou falhas mistas com predominância de falhas adesivas nas amostras sem AgVO_3 e coesivas nas amostras com AgVO_3 . Conclui-se que o uso do AgVO_3 pode melhorar ou manter a resistência de união entre as resinas sem influência da fadiga termomecânica.

2. INTRODUÇÃO

A perda de um elemento dental, principalmente em áreas estéticas, gera consequências funcionais e psicológicas ao paciente dessa forma, os profissionais têm buscado opções terapêuticas previsíveis e eficientes para o restabelecimento da harmonia dos tecidos moles e duros¹⁻³.

O sucesso de um tratamento, convencional ou sobre implantes, depende em grande parte da qualidade das próteses provisórias que podem permanecer por longos períodos de tempo na cavidade bucal a depender do planejamento estabelecido, devendo satisfazer os requisitos biomecânicos e estéticos^{4,5}.

As próteses provisórias são na maioria das vezes confeccionadas em resina acrílica, cujo principal componente é o polimetacrilato de metila (PMMA)⁶. Fatores locais como aspereza e porosidade da resina, juntamente com a dificuldade de higiene e perda de integridade do tecido associados a fatores sistêmicos como desnutrição, diabetes mellitus, infecção pelo vírus da imunodeficiência humana e xerostomia, contribuem para a proliferação e aderência de micro-organismos^{7,8}.

Em reabilitações com carga imediata, uma prótese provisória é confeccionada logo após a instalação do implante⁹. Porém, o controle da contaminação bacteriana na interface osso/implante/coroa é crítico para a longevidade do tratamento, uma vez que o acúmulo de micro-organismos pode gerar consequências que vão desde a instalação da mucosite perimplantar até a peri-implantite, caracterizada pela perda de tecido ósseo de suporte, que apesar de diagnosticada facilmente, pode resultar em tratamentos por meio de cirurgias de ressecção^{10,11}.

Os problemas causados pela contaminação por micro-organismos também são frequentes nos tratamentos com próteses convencionais podendo acometer dentes pilares por cárie e doença periodontal e tecidos moles por estomatite protética, principalmente¹²⁻¹⁴. Dentro deste contexto, atualmente existe um crescente interesse dos pesquisadores em desenvolver novos materiais dentários com atividade antimicrobiana, a fim de prevenir a contaminação e a formação de biofilme bucal¹⁵⁻¹⁷.

A prata é conhecida por ter propriedades antimicrobianas satisfatórias, principalmente quando preparada na forma de nanopartículas¹⁸. Na odontologia, as nanopartículas de prata (AgNPs) tem sido incorporadas em diversos materiais dentre eles, resinas acrílicas e materiais reembasadores para base de prótese^{19,20}. Porém, embora as AgNPs apresentem aplicações diversificadas, possuem desvantagens associadas principalmente a aglomeração²¹.

Nos últimos anos, um material composto de vanádio e prata em nanoescala, o vanadato de prata nanoestruturado decorado com AgNPS (AgVO_3)^{21,22}, foi descrito como promissor agente antimicrobiano para resinas acrílicas odontológicas contra *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus mutans*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Candida albicans*. No entanto, efeitos adversos foram observados nas propriedades mecânicas das resinas, podendo esta associação, aumentar a chance de fratura do aparelho protético²³⁻²⁵.

Assim, considerando que o uso do AgVO_3 apenas em regiões sujeitas a maior contaminação microbiana como na base interna de próteses provisórias implantossuportadas ou convencionais poderia reduzir os riscos causados pela contaminação microbiana sem os problemas da falha mecânica, este estudo propôs avaliar a resistência de união por meio de ensaio de cisalhamento entre uma resina acrílica convencional e uma resina experimental com AgVO_3 antes e após a fadiga termomecânica, bem como classificar o tipo de fratura. A hipótese nula é que não haveria influência da incorporação de AgVO_3 ou do processo de fadiga, na resistência de união entre as resinas acrílicas.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é avaliar a resistência de união por meio de ensaio de cisalhamento entre uma resina acrílica convencional e uma resina experimental incorporada com β -AgVO₃, para aplicação em bases de próteses provisórias implantossuportadas, após sofrer ciclagem termomecânica.

4. MATERIAL E MÉTODO

a. SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DO VANADATO DE PRATA NANOESTRUTURADO DECORADO COM AGNPS

O vanadato de prata nanoestruturado decorado com nanopartículas de prata (figura 1) foi sintetizado por uma reação de precipitação entre o nitrato de prata (AgNO_3 , Merck 99,8%) e o metavanadato de amônio (NH_4VO_3 , Merck 99%)^{21,22} e caracterizado por microscopia eletrônica de varredura por transmissão (STEM), com o microscópio JEOL JEM-100CX II.



Figura 1. Vanadato de prata nanoestruturado decorado com nanopartículas de prata.

b. CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS

Para a confecção dos espécimes, foi utilizada a resina acrílica autopolimerizável (Clássico Artigos Odontológicos®) incolor e rosa. A primeira etapa foi destinada a obtenção da parte maior do corpo de prova, em formato cilíndrico com \varnothing 13 mm x 23 mm de altura e a segunda etapa para a confecção da parte menor com \varnothing 4 mm x 6 mm de altura e diferentes concentrações do nanomaterial. Na primeira etapa, os espécimes foram confeccionados a partir da inclusão de matrizes (\varnothing 13 mm x 23 mm de altura) em mufla metálica convencional (OGP, Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil). A resina acrílica incolor foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e durante a fase plástica, foi acomodada nos moldes previamente preparados nas muflas (Figura 2). As muflas foram colocadas em prensas hidráulicas (Protechni Equip. Med., Araraquara, SP, Brasil) com carga de 1000 Kgf durante 60 minutos (Figura 3) e após a desinclusão, os excessos foram removidos com uma fresa Maxi-cut

(Malleifer AS, Ballaiguer, Swetzerland) e um dos lados de cada espécime foi lixado com lixas d'água Norton 180 e 400 (Figura 4). Os espécimes foram levados a cuba ultrassônica por 3 minutos para remoção dos resíduos e posteriormente (Figura 5), permaneceram em estufa à 37°C durante 24 horas (Figura 6).

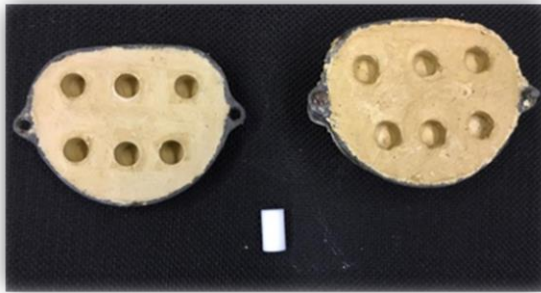


Figura 2. Moldes preparados na mufla.



Figura 3. Prensagem da resina acrílica.



Figura 4. Corpos de prova após acabamento.



Figura 5. Espécimes na cuba ultrassônica.



Figura 6. Espécimes na estufa.

Passado este tempo, os espécimes foram adaptados a uma matriz de teflon, com base em alumínio e a seguir, foram obtidos três grupos de acordo com a resina experimental com diferentes porcentagens de AgVO_3 injetada sobre eles (\varnothing 4 mm x 6 mm de altura): G1 – Convencional x Convencional, G2 – Convencional x 2,5% de AgVO_3 , G3 – Convencional x 5% de AgVO_3). Para isso, foi realizada a homogeneização do polímero da resina rosa e AgVO_3 e o monômero foi adicionado na quantidade determinada pelo fabricante. Para auxiliar na inserção do material no orifício central (\varnothing 4 mm x 6 mm de altura) da matriz foi utilizada uma seringa (Figura 7).



Figura 7. Inserção da resina no orifício central da matriz.

Após 60 minutos, tempo para polimerização, o conjunto foi removido com o auxílio do pistão metálico para minimizar a aplicação de forças na interface. Foram obtidos 20 espécimes de cada grupo e depois divididos em dois grupos (n=10) onde um deles foi submetido a fadiga termomecânica e outro não.

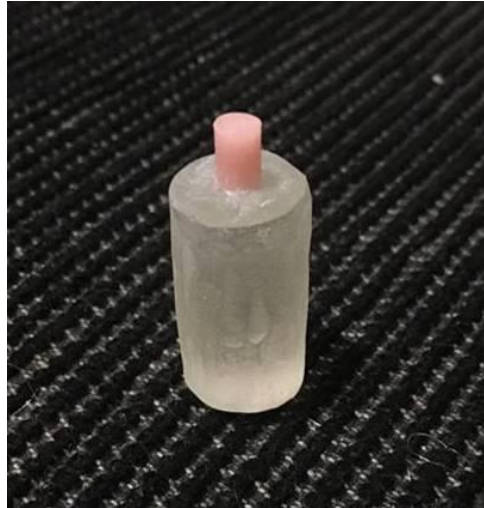


Figura 8. Corpo de prova do grupo controle finalizado.

c. FADIGA TERMOMECÂNICA

Para o ensaio de fadiga mecânica e térmica foi utilizado o equipamento termomecânico (GERVIC, Sistema de desgaste termomecânico GTF 100) (Figura 9). Os espécimes foram submetidos a 1.200.000 ciclos, com carga de 98N a uma frequência de 2Hz/segundo, correspondente a cinco anos de uso clínico²⁶. Ao mesmo tempo, as amostras foram submetidas a ciclos térmicos nas temperaturas de 5°C, 37°C e 55°C (Figura 10).



Figura 9. Equipamento de desgaste termomecânico. **Figura 10.** Espécimes sofrendo ciclagem termomecânica.

d. ENSAIO DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO

Para o ensaio de cisalhamento, foi utilizado um dispositivo metálico com um orifício central onde as amostras foram fixadas e um cinzel. Após a fixação da base na máquina de ensaio universal EM IC DL1000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR) (Figura 11), o corpo de prova foi posicionado no orifício do suporte, e então o cinzel, conectado a célula de carga de 100 Kgf, posicionado na região de união dos materiais (Figura 12). O teste foi realizado com velocidade constante a 1 mm/min até a fratura da interface, e a tensão registrada em Megapascal (MPa).



Figura 11. Máquina universal de ensaios.



Figura 12. Ensaio de cisalhamento.

e. ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

Após o ensaio de cisalhamento, três amostras de cada grupo foram analisadas em estereomicroscópio Leica S8AP0 acoplado a câmera Leica DFC295 (Leica Microsystems, Heidelberg, Germany) (Figura 13) com um aumento de 16 x, ampliação que possibilitou a obtenção de imagens nítidas e suficientes para distinguir o tipo de fratura causado no teste de resistência ao cisalhamento.



Figura 13. Estereomicroscópio com câmera acoplada.

f. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Verificada a normalidade e homogeneidade dos dados, utilizou-se ANOVA de 2 vias com ajustes de Bonferroni para comparações *post hoc* ($\alpha=0,05$). A análise estatística foi realizada com software (SPSS v22.0, SPSS Inc.).

5. RESULTADOS

A microscopia eletrônica de varredura por transmissão mostrou que os fios de vanadato de prata apresentam padrão acicular e são decorados com nanopartículas de prata (Figura 2).

A Tabela 1 apresenta os valores de resistência de união obtidos por cada grupo antes da fadiga termomecânica e a Tabela 2 apresenta os valores de resistência de união obtidos por cada grupo após a fadiga termomecânica.

<i>Corpo de prova</i>	<i>Convencional X Convencional</i>	<i>Convencional x 2,5% β-AgVO₃</i>	<i>Convencional x 5% β-AgVO₃</i>
CP 1	16.90	15.56	21.09
CP 2	13.94	20.43	16.56
CP 3	19.75	17.95	10.09
CP 4	15.45	15.93	18.27
CP 5	13.33	16.50	20.96
CP 6	13.14	21.48	19.06
CP 7	17.50	16.31	17.48
CP 8	20.74	18.95	21.56
CP 9	16.27	17.14	24.72
CP 10	20.62	15.04	19.58
Médias (MPa)	16.76	17.52	19.83

Tabela 1. Valores da resistência ao cisalhamento de cada espécime e média aritmética obtida antes da Ciclagem Termomecânica (Tensão em Mpa).

<i>Corpo de prova</i>	<i>Convencional X Convencional</i>	<i>Convencional x 2,5% β-AgVO₃</i>	<i>Convencional x 5% β-AgVO₃</i>
CP 1	19.03	17.78	17.53
CP 2	18.39	20.32	18.64
CP 3	9.28	20.20	20.93

CP 4	21.49	18.64	21.94
CP 5	15.72	19.94	13.37
CP 6	17.99	22.94	21.01
CP 7	16.64	19.27	19.92
CP 8	17.76	17.71	28.51
CP 9	12.82	13.79	17.72
CP 10	21.99	21.30	17.88
Médias (MPa)	17.11	19.19	18.75

Tabela 2. Valores da resistência ao cisalhamento de cada espécime e média aritmética obtida após ciclagem termomecânica (Tensão em Mpa).

A resistência de união entre as resinas aumentou quando se incorporou uma concentração de 5% ao grupo experimental ($p=0,016$), sendo estatisticamente diferente do G1 - Convencional x Convencional ($p=0,013$). A incorporação de 2,5% promoveu resultados intermediários ($p>0,05$) (Gráfico 1).

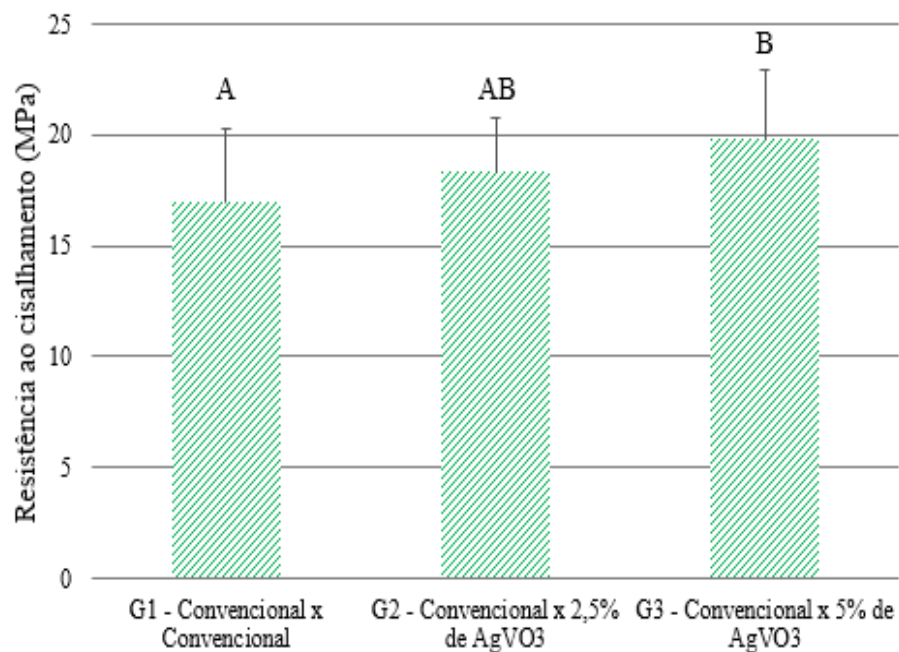


Gráfico 1. Resistência ao cisalhamento (MPa) e desvio padrão: letras idênticas indicam igualdade estatística entre os grupos com diferentes níveis de AgVO₃.

O processo de fadiga termomecânica não influenciou na resistência de união entre as resinas ($p=0,416$) (Gráfico 2).

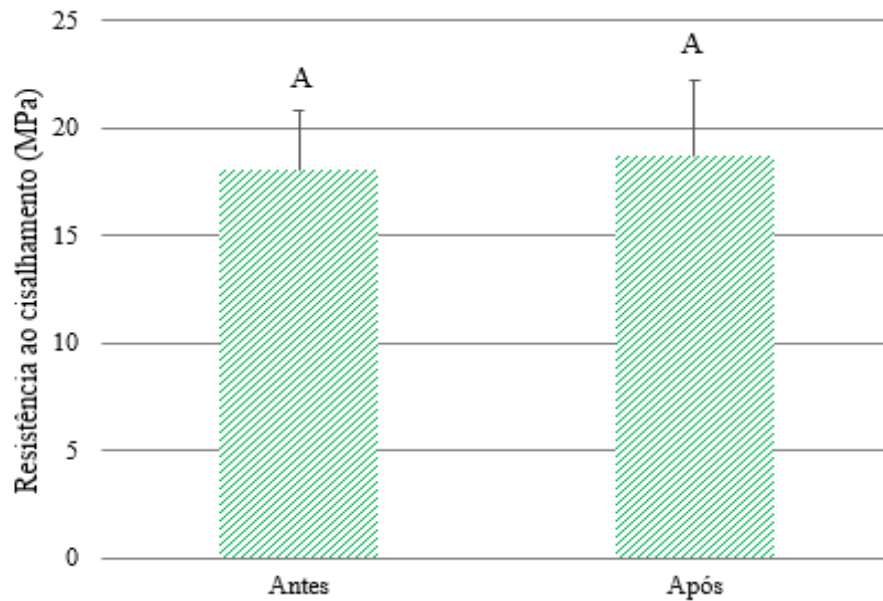


Gráfico 2. Resistência ao cisalhamento (MPa) e desvio padrão: letras idênticas indicam igualdade estatística antes e após a fadiga termomecânica.

Todos os grupos apresentaram falhas mistas, tanto antes quanto após o processo de fadiga no entanto, para o G1- Convencional x Convencional houve predominância de falhas adesivas. Por outro lado, a incorporação de AgVO_3 favoreceu a ocorrência de falhas com maior predominância coesiva (Figuras 14, 15, 16, 17 e 18).

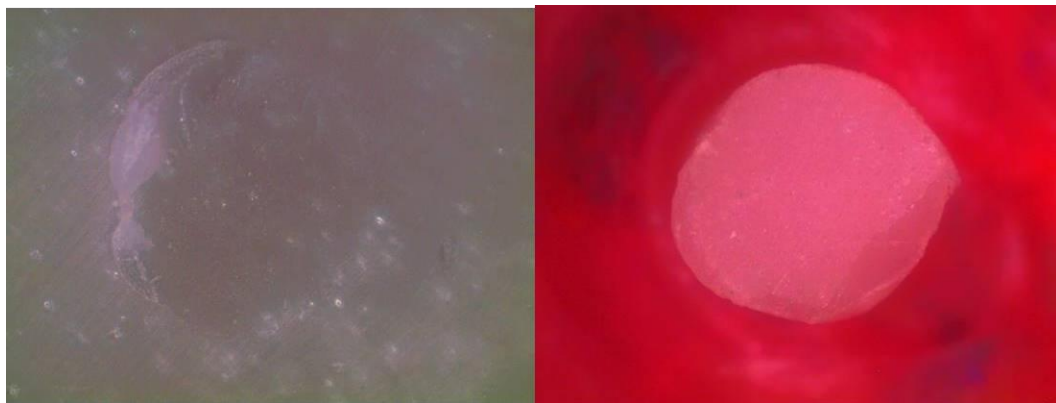


Figura 15. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo controle antes da ciclagem.

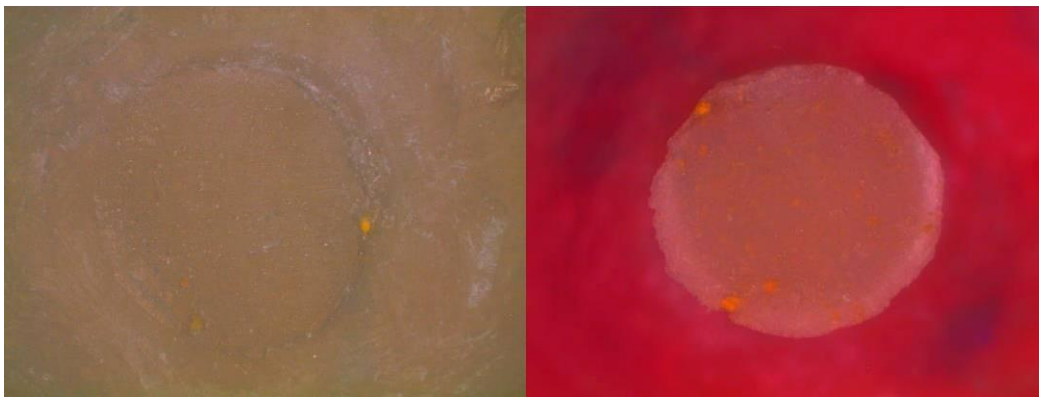


Figura 16. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo com 2,5% de antimicrobiano antes da ciclagem.

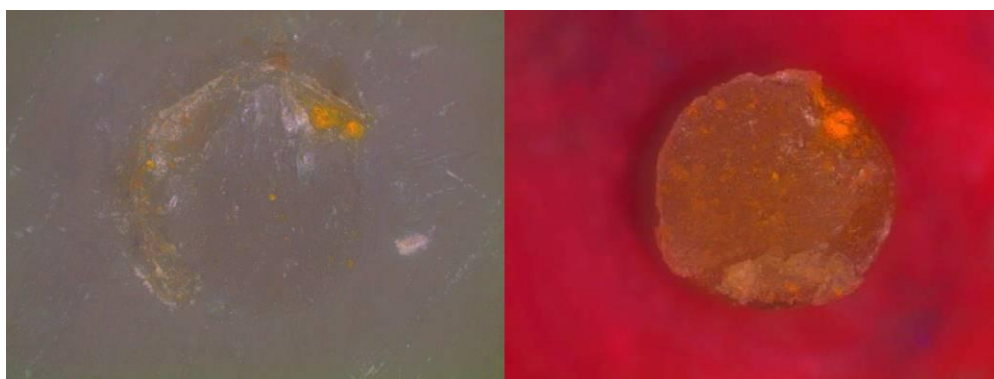


Figura 17. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo com 5% de antimicrobiano antes da ciclagem.

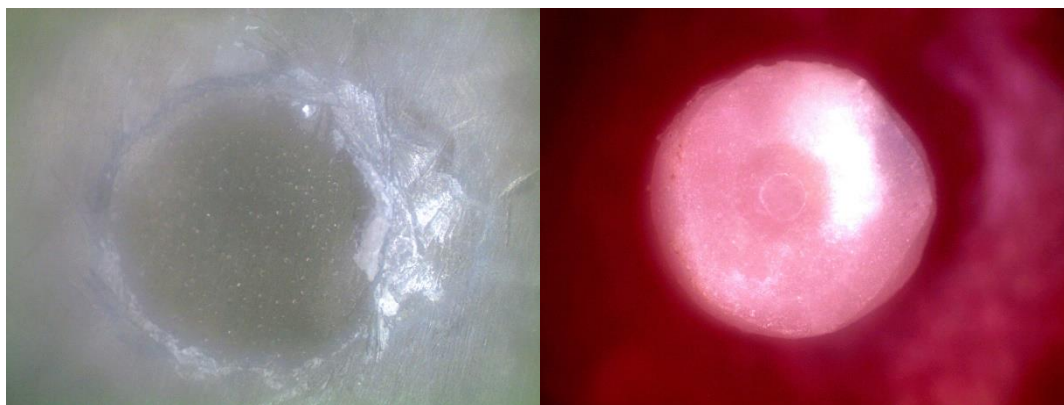


Figura 18. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo controle após ciclagem.

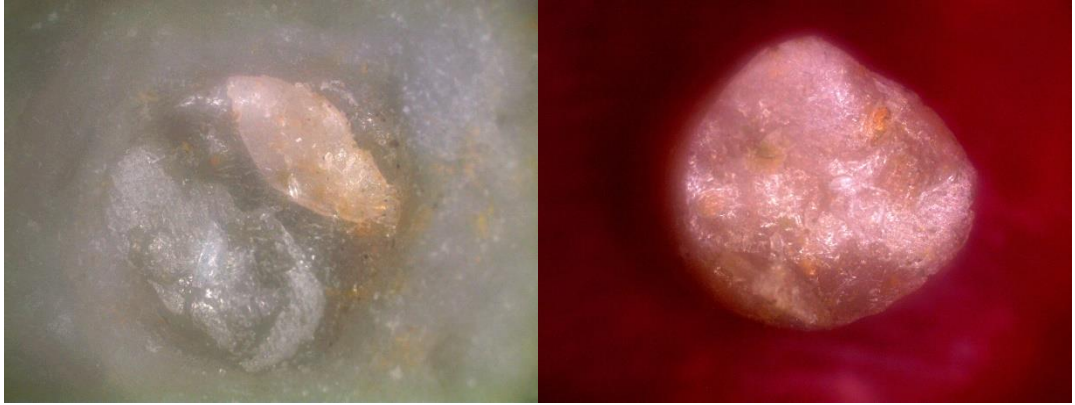


Figura 19. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo com 2,5% de antimicrobiano após ciclagem.

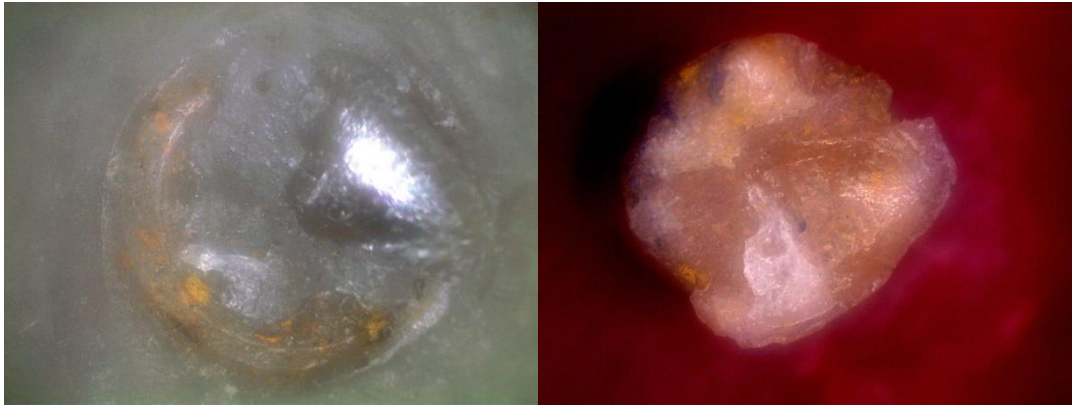


Figura 20. Imagem obtida pelo estereomicroscópio de corpo de prova do grupo com 5% de antimicrobiano após ciclagem.

6. DISCUSSÃO

As resinas acrílicas são amplamente empregadas na confecção de próteses provisórias convencionais e implantossuportadas²⁷. No entanto, a porosidade e rugosidade superficial favorecem a adesão microbiana e consequentes doenças bucais e sistêmicas²⁸. Tratando-se de próteses implantossuportadas, o biofilme patogênico consiste em um fator predisponente à perda precoce e tardia do implante¹¹.

O desenvolvimento de materiais odontológicos antimicrobianos é uma aspiração de cirurgiões-dentistas e pacientes que necessitam de tratamento complementar a afecções bucais. Esta demanda vem desenvolvendo uma necessidade na comunidade científica em formular alternativas capazes de reduzir a quantidade de micro-organismos patogênicos no meio bucal. Porém, nenhuma delas até o momento foi capaz de obter estabilidade suficiente e benefícios antimicrobianos sem influenciar negativamente nas propriedades mecânicas e/ou na biocompatibilidade dos materiais³⁰.

Nanodentistry é uma área emergente na odontologia e utiliza materiais nanoestruturados para diagnosticar, tratar e prevenir doenças bucais, e apresentam propriedades melhoradas em comparação com os convencionais³¹. Em particular, o AgVO_3 tem sido uma grande expectativa. Seu uso em quantidades controladas pode ser capaz de manter as propriedades mecânicas de resinas acrílicas ao mesmo tempo que promove atividade antimicrobiana. Castro et al., 2016²⁵ verificaram que somente a concentração de 10% deste nanomaterial promoveu resultados abaixo dos exigidos pela norma ISO 20795-1:2008 em termos de resistência à flexão, quando incorporado a polímeros odontológicos. Alterações na resistência ao impacto também foram observadas²⁴. Por este motivo, o presente estudo propôs o uso do AgVO_3 apenas em regiões críticas à contaminação de próteses provisórias implantossuportadas e convencionais, adjacentes aos componentes protéticos e aos tecidos de suporte. Para isto, é necessária uma adequada resistência à união entre a resina acrílica utilizada na confecção do corpo da prótese, com a resina acrílica incorporada com o agente antimicrobiano.

Diversos testes mecânicos podem ser utilizados para avaliar laboratorialmente a união dos materiais dentários. Destes, os mais encontrados na literatura são os testes de tração^{32,33} e cisalhamento^{34,35}, sendo este último selecionado para o presente estudo. No teste de cisalhamento a união é rompida por uma força aplicada paralelamente à interface entre os dois materiais por meio de uma ponta acoplada em uma máquina de ensaio universal³⁶. Tratando-se de resistência à união, outro fator importante a ser avaliado é o tipo de fratura que ocorre.

Quando a união entre dois materiais é deficiente maior a chance de ocorrerem falhas adesivas na interface sob tensões relativamente baixas. Em uniões efetivas, nas quais geralmente ocorrem falhas coesivas durante a fratura, é possível notar menor infiltração na interface reduzindo o manchamento e a proliferação de micro-organismos³⁷.

Durante a função clínica, próteses provisórias estão sujeitas ao estresse térmico, devido a ingestão de alimentos, e mecânico, provocado durante a mastigação³⁸. A variação da temperatura em meio aquoso pode degradar o polímero, uma vez que a água atuando como um agente plastificante pode difundir-se através dele, contribuindo para a deterioração da superfície bem como da união a outros materiais. A aplicação de carga cíclica pode gerar a expansão e contração do material, causando estresse na área de união³⁹. No entanto, apesar destas evidências, no presente estudo, a fadiga termomecânica não influenciou na resistência de união entre as resinas avaliadas.

Por outro lado, houve influência da concentração de AgVO_3 na resistência de união. Maiores valores de resistência à união foram observados entre a resina convencional e a resina experimental com 5% de AgVO_3 (G3), sendo este grupo estatisticamente diferente do grupo controle (G1) que avaliou a resistência de união entre resinas acrílicas sem o nanomaterial. O grupo modificado com 2,5% de AgVO_3 (G2) apresentou valores intermediários. Esses resultados corroboram com os obtidos pela análise fractográfica onde nota-se que a incorporação do nanomaterial favoreceu a ocorrência de falhas mistas com maior predominância coesiva, mostrando que a união foi mais efetiva. Isso demonstra que a nanotecnologia foi capaz de melhorar o comportamento dinâmico de polímeros incorporados com AgVO_3 o que pode ser explicado pela formação de uma microestrutura gerada pelo nanomaterial no interior da matriz polimérica capaz de promover uma interação mecânica mais eficaz na interface entre os dois materiais.

Considerando os resultados obtidos pode-se concluir que a resistência à união entre resina convencional e resina incorporada com AgVO_3 mostra-se satisfatória para que esta proposta seja aplicada em regiões críticas de contaminação, sem influência do processo de fadiga, podendo ser uma alternativa para eliminar as desvantagens do uso do nanomaterial em termos de propriedades mecânicas, de forma a contribuir com a higiene e saúde geral dos pacientes que necessitam de próteses provisórias odontológicas.

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que o uso do AgVO_3 pode melhorar ou manter a resistência de união entre as resinas sem influência da fadiga termomecânica.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. de Andrade FB, Lebrão ML, Santos JL, da Cruz Teixeira DS, de Oliveira Duarte YA: Relationship between oral health-related quality of life, oral health, socioeconomic, and general health factors in elderly Brazilians. *J Am Geriatr Soc* 2012; 60:1755-1760.
2. Michalakis K, Kalpidis CD, Hirayama H: Conversion of an existing metal ceramic crown to an interim restoration and nonfunctional loading of a single implant in the maxillary esthetic zone: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2014; 111:6-10.
3. Bidinotto AB, Santos CM, Tôrres LH, de Sousa MD, Hugo FN, Hilgert JB: Change in quality of life and its association with oral health and other factors in community-dwelling elderly adults-a prospective cohort study. *J Am Geriatr Soc* 2016;64:2533-2538.
4. Wittneben JG, Buser D, Belser UC, Bragger U: Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013; 33:447-455.
5. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S: Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2016; 24:258-263
6. Gratton DG, Aquilino SA: Interim restorations. *Dent Clin North Am* 2004;48: 487-497.
7. Sivakumar I, Arunachalam KS, Sajjan S, Ramaraju AV, Rao B, Karamaj B: Incorporation of antimicrobial macromolecules in acrylic denture base resins: A research composition and update. *J Prosthodont* 2013; 23:284-290.
8. Susewind S, Lang R, Hahnel S: Biofilm formation and *Candida albicans* morphology on the surface of denture base materials. *Mycoses* 2015; 58:719-727.
9. Palattella P, Torsello F, Cordaro L: Two-year prospective clinical comparison of immediate replacement vs. immediate restoration of single tooth in the esthetic zone. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:1148-1153.
10. Nguyen-Hieu T, Borghetti A, Aboudharam G: Peri-implantitis: from diagnosis to therapeutics. *J Investig Clin Dent* 2012; 3:79-94.
11. Mancini GE, Gianni AB, Cura F, Ormanier Z, Carinci F: Efficacy of a new implant-abutment connection to minimize microbial contamination: an in vitro study. *Oral Implantol (Rome)* 2016; 9:99-105.
12. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K: Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983; 10:563-578.

13. Yeo IS, Yang JH, Lee JB: In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 459–464.
14. Gendreau L, Loewy ZG: Epidemiology and etiology of denture stomatitis. *J Prosthodont*. 2011; 20:251-260.
15. Prabha RD, Kandasamy R, Sivaraman US, Nandkumar MA, Nair PD: Antibacterial nanosilver coated orthodontic bands with potential implications in dentistry. *Indian J Med Res* 2016; 144:580-586.
16. Haghgoo R, Ahmadvand M, Nyakan M, Jafari M: Antimicrobial Efficacy of Mixtures of Nanosilver and Zinc Oxide Eugenol against *Enterococcus faecalis*. *J Contemp Dent Pract* 2017; 18:177-181.
17. Xie X, Wang L, Xing D, Zhang K, Weir MD, Liu H, Bai Y, et al: Novel dental adhesive with triple benefits of calcium phosphate recharge, protein-repellent and antibacterial functions. *Dent Mater* 2017; 33:553-563.
18. Juan L, Zhimin Z, Anchun M, Lei L, Jingchao Z: Deposition of silver nanoparticles on titanium surface for antibacterial effect. *Int J Nanomedicine* 2010;5: 261-267.
19. Chladek G, Mertas A, Barszczewska-Rybarek I, Nalewajek T, Zmudzki J, Król W, et al: Antifungal activity of denture soft lining material modified by silver nanoparticles- a pilot study. *Int J Mol Sci* 2011;12:4735-4744.
20. Koroğlu A, Şahin O, Kürkcüoğlu I, Dede DÖ, Özdemir T, Hazer B: Silver nanoparticle incorporation effect on mechanical and thermal properties of denture base acrylic resins. *J Appl Oral Sci* 2016;24:590-596.
21. Holtz RD, Souza Filho AG, Brocchi M, Martins D, Durán N, Alves OL: Development of nanostructured silver vanadates decorated with silver nanoparticles as a novel antibacterial agent. *Nanotechnology* 2010; 21:185102.
22. Holtz RD, Lima BA, Souza Filho AG, Brocchi M, Alves OL: Nanostructured silver vanadate as a promising antibacterial additive to water-based paints. *Nanomedicine* 2012; 8:935-940.
23. Castro DT, Holtz RD, Alves OL, Watanabe E, Valente ML, Silva CH, et al: Development of a novel resin with antimicrobial properties for dental application. *J Appl Oral Sci* 2014; 22:442-449.
24. de Castro DT, Valente ML, Agnelli JA, Lovato da Silva CH, Watanabe E, Siqueira RL, et al: In vitro study of the antibacterial properties and impact strength of dental acrylic resins modified with a nanomaterial. *J Prosthet Dent* 2016; 115:238-246.

25. de Castro DT, Valente ML, da Silva CH, Watanabe E, Siqueira RL, Schiavon MA, et al: Evaluation of antibiofilm and mechanical properties of new nanocomposites based on acrylic resins and silver vanadate nanoparticles. *Arch Oral Biol* 2016;67:46-53.
26. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A: The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: An in vitro investigation. *Clin Oral Implant Res* 2011;22:808–814.
27. Singh A, Garg SJ: Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials- An in vitro study. *Clin Diagn Res* 2016; 10:ZC72-77.
28. Onwubu SC, Vahed A, Singh S, Kanny KM: Reducing the surface roughness of dental acrylic resins by using an eggshell abrasive material. *J Prosthet Dent* 2017;117:310-314.
29. Cierech M, Kolenda A, Grudniak AM, Wojnarowicz J, Woźniak B, Gołaś M, et al: Significance of polymethylmethacrylate (PMMA) modification by zinc oxide nanoparticles for fungal biofilm formation. *Int J Pharm* 2016; 510: 323-335.
30. Mirizadeh A, Atai M, Ebrahimi S: Fabrication of denture base materials with antimicrobial properties. *J Prosthet Dent* 2017; 17: 30227-5.
31. Cibim DD, Saito MT, Giovani PA, Borges AFS, Pecorari VGA, Gomes OP, et al: Novel Nanotechnology of TiO₂ Improves Physical-Chemical and Biological Properties of Glass Ionomer Cement. *Int J Biomater* 2017; 2017: 7123919.
32. Kim BJ, Yang HS, Chun MG, Park YJ: Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *J Prosthet Dent* 2014; 112:1289-1297.
33. Akin H, Tugut F, Guney U, Kirmali O, Akar T: Tensile bond strength of silicone-based soft denture liner to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013;28:119-123.
34. Corsalini M, Di Venere D, Pettini F, Stefanachi G, Catapano S, Boccaccio A, et al: A comparison of shear bond strength of ceramic and resin denture teeth on different acrylic resin bases. *Open Dent J* 2014;8:241-250.
35. Ahmad F, Dent M, Yunus N: Shear bond strength of two chemically different denture base polymers to reline materials. *J Prosthodont* 2009;18:596-602.
36. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Gomes MN, Machado AL, Vergani CE: Bond strength of hard chairside reline resins to a rapid polymerizing denture base resin before and after thermal cycling. *J Appl Oral Sci* 2006;14:436-442.

37. Rajaganesh N, Sabarinathan S, Azhagarasan NS, Shankar C, Krishnakumar J, Swathi S: Comparative evaluation of shear bond strength of two different chairside soft liners to heat processed acrylic denture base resin: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci* 2016;8:S154-S159.

38. Minami H, Suzuki S, Minesaki Y, Kurashige H, Tanaka T: In vitro evaluation of the effect of thermal and mechanical fatigues on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to denture base materials using different primers. *J Prosthodont* 2008;17:392-400.

39. Seo RS, Murata H, Hong G, Vergani CE, Hamada T: Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases. *J Prosthet Dent* 2006; 96:59-67.