



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

VANDRÉ TAUMATURGO DE MESQUITA

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESINAS
ACRÍLICAS SUBMETIDAS A DIFERENTES MÉTODOS DE HIGIENIZAÇÃO
EM PRÓTESES TOTAIS REMOVÍVEIS**

RECIFE - PE

2024

VANDRÉ TAUMATURGO DE MESQUITA

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESINAS
ACRÍLICAS SUBMETIDAS A DIFERENTES MÉTODOS DE HIGIENIZAÇÃO
EM PRÓTESES TOTAIS REMOVÍVEIS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Arnaldo de França Caldas Júnior

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Tereza Moura de O. Cavalcanti

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Karina Matthes de Freitas Pontes

Recife - PE

2024

Catálogo de Publicação na Fonte. UFPE - Biblioteca Central

Mesquita, Vandrê Taumaturgo de.

Avaliação in vitro das propriedades mecânicas de resinas
acrílicas submetidas a diferentes métodos de higienização em
próteses totais removíveis / Vandrê Taumaturgo de Mesquita. -

Recife, 2025.

113f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro
de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
2024.

Orientação: Arnaldo de França Caldas Júnior.

Coorientação: Maria Tereza Moura de O. Cavalcanti.

Coorientação: Karina Matthes de Freitas Pontes.

Inclui referências, apêndices e anexos.

VANDRÉ TAUMATURGO DE MESQUITA

AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESINAS
ACRÍLICAS SUBMETIDAS A DIFERENTES MÉTODOS DE HIGIENIZAÇÃO EM
PRÓTESES TOTAIS REMOVÍVEIS

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Clínica Integrada.

Aprovada em: ____/____/____.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Arnaldo de França Caldas Júnior – Presidente
Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)

Prof. Dr. – Membro Interno
Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)

Prof. Dr.– Membro Interno
Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)

Prof. Dr. Marcelo Barbosa Ramos – Membro Externo
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Valdir Antônio Muglia– Membro Externo
Universidade São Paulo (USP)

Dedico este trabalho à Deus por ele
nunca me desamparar e me proteger dos
caminhos mais tortuosos e difíceis que
percorri,

Aos meus pais, por me oferecerem a melhor educação que poderiam me oferecer para que chegasse até aqui.

Ao meu marido, por estar comigo em todos os momentos durante esta caminhada, oferecendo muito amor e, carinho.

Às minhas irmãs e amigas, em especial, à Janaína Chaves Lima por, incansavelmente, estar todo tempo ao meu lado, me ajudando a percorrer este árduo e longo caminho.

AGRADECIMENTOS

Foi uma longa trajetória para chegar até aqui. Percorri quase todos os caminhos que um profissional, com título de mestre, poderia percorrer. Mas foi através da Universidade Federal de Pernambuco que me foi concedida a possibilidade de desempenhar a última função acadêmica, a de doutorado, que já havia tentado trilhar caminho semelhante, mas não foi possível. Meus profundos agradecimentos pela renomada instituição que, em épocas difíceis do mundo, mesmo na pandemia, os trabalhos educacionais de pesquisa foram continuados e, finalmente, 15 anos desenvolvendo atividades como Mestre na área de concentração em Prótese Dentária, pude ingressar em uma das Universidades mais antigas e com altíssimo peso em relação ao que uma entidade de ensino propõe. Meus penhorados agradecimentos à Universidade Federal de Pernambuco, na figura do Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Sem dúvida tenho o maior orgulho de ser discente da renomada instituição, a UFPE.

E assim ocorreu! Sim, eu sabia que um dia iria acontecer e que Deus iria me permitir sair de um sonho, me guiar e me fortalecer diante das adversidades encontradas. Realmente, sem ele, não teria como acreditar que tudo isso seria possível.

E quando me lembro das atividades acadêmicas do doutorado, não poderia esquecer de agradecer à Janaína Chaves Lima, minha amiga, que, incansavelmente, estava sempre por perto e emitindo opiniões e conduzindo os trabalhos, dando força ao meu desempenho acadêmico e profissional, a fim de que eu conseguisse finalizar

este curso. Ela, sem dúvidas, merece a minha gratidão por tudo que fez e faz, em todos os momentos de minha vida.

E esta minha história foi acompanhada pela minha família a qual devo meus profundos agradecimentos. Aos meus pais que não mediram esforços para uma educação de qualidade e completa com todos os itens que um ser humano poderia dispor para ser um profissional de sucesso e uma pessoa honesta, humilde e educada.

Em um parágrafo à parte surgiu uma pessoa, durante o desenvolvimento do doutorado, de uma maneira inusitada e que me orientou e me fortaleceu perante as adversidades que a vida nos traz. De uma maneira tão despretensiosa, ele ocupou seu lugar em meu coração e hoje, dividindo todos os momentos juntos e compartilhando situações de todas as formas concretas, mostrando que nascemos um para outro e que nossas vidas foram encontradas para sempre e eternas. Gustavo Rodrigues, meu esposo, eu te amo!

Sem dúvida alguma, no decorrer das disciplinas do curso pude conhecer muitas pessoas e, em especial, a minha turma de ingresso do doutorado, com a qual pude dividir todas as dúvidas e questões acadêmicas, frente ao curso, seguindo por mais de dois anos juntos.

Não podia deixar de agradecer ao total apoio da Prefeitura Municipal de Horizonte que me disponibilizou suporte de maneira incondicional para o desenvolvimento de todas as atividades acadêmicas desenvolvidas durante o curso, mesmo que minha estabilidade no quadro de servidores fosse em turno integral e, também, aos vencimentos de maneira total.

Claro que não poderia deixar de agradecer aos estimados docentes, em especial, Professor Danyel Perez, Gustavo Godoy e Arnaldo Caldas. A este último devo um agradecimento, mais que especial, por aceitar o meu pedido de orientação e por não ter medido esforços para me auxiliar na realização de um trabalho de pesquisa para o doutorado, pautado na objetividade, precisão e simplicidade. Ao Professor Arnaldo devo este agradecimento especial, pois soube conduzir, com maestria, a orientação e tentou me conduzir, ao máximo, nas atividades acadêmicas necessárias para este desfecho, com extremo cuidado, carinho e atenção.

Meus sinceros agradecimentos à Professora Maria Tereza Cavalcanti que pode

me auxiliar com enorme carinho, fazendo com que a tese se tornasse um documento científico atualizado e com todas as possíveis ferramentas de pesquisa, tornando-o um trabalho científico condizente com a literatura internacional para as publicações inerentes ao que foi pesquisado durante o doutorado.

À professora co-orientadora Karina Matthes e aos técnicos Florindo e Karina por terem me auxiliado, dentro das dependências da Universidade Federal do Ceará, reforçando a ideia de uma instituição mais unida é sempre mais forte. E assim ocorreu durante o desenvolvimento de minha tese, a interação entre UFPE/UFC. Sem dúvida alguma, o aceite da Professora Karina Matthes foi muito importante para o desenvolvimento do trabalho, visto que existiriam inúmeras dificuldades, em todos os sentidos, para a referida atividade ser desenvolvida em um local distante de meu lugar de residência. Logo, agradeço com maior carinho pelo apoio, incondicional, para que a pesquisa acontecesse da melhor forma possível.

Por fim, também agradeço aos Professores Bruna Vaigel, Juliana Souto e Raniel Peixoto pelos seus ensinamentos que fizeram com que houvesse um crescimento no desenvolvimento do conhecimento como professor e pesquisador, reafirmando o meu perfil de professor, que venho consolidando desde a época da graduação.

Não poderia deixar de mencionar um dos laboratórios de referência, no Brasil, que apoiou nossa pesquisa, de maneira incondicional, ao desenvolvimento das amostras digitais, titulado em nome de Ricardo Kimura, além da equipe do laboratório local, no qual Jurandir pode trabalhar comigo e onde conseguimos realizar as atividades laboratoriais para que a demanda da pesquisa fosse suprida.

Reafirmo o meu amor e carinho pelo meu esposo Gustavo, amigas Janaína e Carol, minha mãe Eliane, meu pai João Batista, minhas irmãs Thalita, Cybelle e Elisa e minha madrastra Adriana, GRATIDÃO pelo que sou e represento para todos. Seguindo os passos de meu amado pai, procurei meu caminho acadêmico como sempre quis ser e possuir o maior título educacional, o de doutoramento! Muito obrigado pelo imenso amor, carinho, dedicação e cuidado para que eu pudesse encerrar mais este importante ciclo de minha vida!

A todos, meu muito obrigado!!!

“Em algum lugar, alguma coisa incrível
está esperando para ser descoberta.”

(Carl Sagan)

RESUMO

Atualmente verifica-se o surgimento de novos materiais odontológicos, em consequência de uma grande evolução e necessidade de novos tipos de tratamentos odontológicos, principalmente na Reabilitação Oral. A presente pesquisa apresenta como objetivo analisar "*in vitro*", propriedades mecânicas (rugosidade e resistência flexural) de tipos de resinas acrílicas (termopolimerizáveis, digital-impressa e digital-fresada) utilizadas para a confecção de Próteses Totais Removíveis, submetidas a diferentes métodos de higienização (mecânica e/ou química). A metodologia do estudo consiste em utilizar amostras de resinas acrílicas que foram submetidas a método de higienização mecânica e/ou química, sendo analisadas as propriedades mecânicas de rugosidade e resistência flexural. Logo, os subgrupos estabelecidos foram os seguintes: G1- Resina Termopolimerizável da marca Vipi Cril Plus- Vipi submetidas ao Método de Higiene Mecânico (ciclos de escovação), G2- Resina Termopolimerizável da marca Vipi Cril Plus- Vipi submetidas ao Método de Higiene Mecânico (ciclos de escovação) e Químico (Imersão em Hipoclorito a 1%), G3- Resina Digital- Impressa da marca Prizma 3D Bio Denture - DLP/LCD-Makertechlabs- submetidas ao Método de Higiene Mecânico (ciclos de escovação), G4- Resina Digital- Impressa da marca Prizma 3D Bio Denture - DLP/LCD-Makertechlabs submetidas ao Método de Higiene Mecânico (ciclos de escovação) e Químico (Imersão com Hipoclorito a 1%), G5- Resina Digital-Fresada Compactada da marca Vipi Block- Vipi submetidas ao Método de Higiene Mecânico (ciclos de escovação) e Químico (Imersão com Hipoclorito a 1%). Para o resultado do estudo, inicialmente, foram conduzidas análises descritivas e exploratórias dos dados e, em seguida, foram avaliados os efeitos do tipo de resina, do método de higiene e a interação entre eles, aplicando modelos lineares generalizados. Os processos de higienização mecânico e químico apresentaram valores, significativamente, menores para módulo de flexão, esforço de flexão e carga de quebra, comparado ao processo mecânico nas três resinas acrílicas pesquisadas, sendo que, após o método de higiene mecânica, o módulo de

flexão foi, significativamente, maior para a resina compactada, comparada com as demais, e para o processo de higiene mecânica e química. O módulo de flexão foi, significativamente, maior para resina termopolimerizável do que para as outras duas resinas. A realização dos dois métodos de higienização mecânica e mecânica e química, a rugosidade média e máxima foi, significativamente, menor na resina termopolimerizável. Conclui-se que as resinas acrílicas digitais impressas e compactadas apresentaram resultados estatísticos significativos entre eles, em termos de resistência flexural e rugosidade, comparados com a resina termopolimerizável quando submetidas a processos de higienização.

Palavras-chave: Resina acrílica; prótese total; higienização; escovação dentária; hipoclorito de sódio; cad-cam.

ABSTRACT

Nowadays, new dental materials have appeared for oral rehabilitation treatment, as a result of evolution in Oral Rehabilitation. The objective of this research is to test in vitro mechanical properties (roughness and flexural resistance) of types of acrylic resins (thermo polymerizable, digital-printed and digital-milled) used for the manufacture of Removable Full Prostheses used in different cleaning methods (mechanical and/or chemistry). The methodology study was using acrylic resins to a mechanical and/or chemical cleaning method, analyzing mechanical properties of roughness and flexural resistance. Therefore, the subgroups established were as follows: Thermo Polymerizable resin of the brand Vipi Crill Plus- Vipi subjected to the mechanical hygiene method (brushing cycles), thermo polymerizable resin of the brand Vipi Crill Plus- Vipi used to the mechanical hygiene method (brushing cycles) and chemical (Immersion with 1% Hypochlorite), digital resin - printed from PMMA resin Prizma 3D Bio Denture - DLP/LCD-Makertechlabs - used to the mechanical hygiene method (brushing cycles), subgroup digital resin - printed from PMMA from brand Prizma 3D Bio Denture - DLP/LCD-Makertechlabs- used to the mechanical hygiene method (brushing cycles) and chemical (Immersion with 1% Hypochlorite), digital resin- milled PMMA brand Vipi Block-Vipi subjected to the method of mechanical hygiene (brushing cycles) and digital Resin - milled PMMA from the brand Vipi Block-Vipi used to the mechanical hygiene method (brushing cycles) and chemical (Immersion with 1% Hypochlorite). For the study results, initially, descriptive and exploratory data analyses were conducted. Subsequently, the effects of the type of resin, the hygiene method, and their interaction were assessed by applying generalized linear models. The three acrylic resins demonstrated results that justify their use in removable oral rehabilitative treatments. Therefore, as conclude, the mechanical and chemical hygiene process showed significantly lower values for flexural modulus, flexural strength, and breaking load compared to the mechanical

process in the three acrylic resins studied. Following the mechanical hygiene method, the flexural modulus was significantly higher for compacted resin compared to the others. For the mechanical and chemical hygiene process, the flexural modulus was significantly higher for thermopolymerizable resin than for the other two resins. After performing both mechanical and mechanical-chemical hygiene methods, the average and maximum roughness were significantly lower in the thermopolymerizable resin. It is concluded that printed and compacted digital acrylic resins obtained statistics significantly results in terms of flexural strength and roughness compared to a thermopolymerizable resin when subjected to hygiene processes.

Keywords: Acrylic resin; full prostheses; cleaning; toothbrushing; sodium hypochlorite; cad-cam.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Moldeiras individuais superiores e inferiores a base de resinas acrílicas digitais CAD-CAM pelo método impresso Cosmos (Yller Biomateriais, Pelotas, RS, Brasil).....33
- Figura 2.** Enceramento digital (Wash Up) da arcada superior realizado com resina acrílica digital CAD-CAM pelo método impresso Cosmos (Yller Biomateriais, Pelotas, RS, Brasil).33
- Figura 3.** Prótese total convencional, confeccionada com Resina Acrílica Termopolimerizável Vipi Cril, Vipi.**Erro! Indicador não definido.**
- Figura 4.** Prótese Total Digital CAD-CAM, confeccionada com resina acrílica impressa *Base de PT PrintaX BB Base* (Ribeirão Preto, SP, Brasil).**Erro! Indicador não definido.**
- Figura 5.** Prótese Total Digital CAD-CAM fresada, realizada com disco de PMMA compactada monolítico multicolor *Ivotion, Ivoclar Vivadent*. São Paulo, SP, Brasil.**Erro! Indicador não definido.**
- Figura 6.** Bastão de cera 7 e resina acrílica após a acrilização, sendo aplicadas no molde.**Erro! Indicador não definido.**
- Figura 7.** Tipo de padrão de cera 7 acomodado no molde.**Erro! Indicador não definido.**
- Figura 8.** Molde para a confecção das amostras termopolimerizável.**Erro! Indicador**

não definido.

Figura 9. Padrão de cera sendo incluído na mufla com gesso justaposto. **Erro! Indicador não definido.**

Figura 10. Amostras sendo planejadas para serem impressas na impressora Hunter DLP 3D- *Flashforge* (Vitória, Hong Kong, China)..... **Erro! Indicador não definido.**

Figura 11. Impressora Hunter DLP 3D- *Flashforge* (Vitória, Hong Kong, China) e a resina acrílica digital impressa Prizma 3D Bio Denture- MakerTechlabs.....63

Figura 11. Disco de PMMA *Evolux Monocolor - Blue Dent* (Pirassununga, São Paulo, SP, Brasil), rompido na tentativa de constituir as amostras da resina acrílica com o processo digital fresado. **Erro! Indicador não definido.**

Figura 12. Disco PMMA de resina compactada VIPI-BLOCK-VIPI (Pirassinunga, São Paulo, SP, Brasil) seccionado para o tamanho amostral. **Erro! Indicador não definido.**

Figura 13. Vista aproximada da máquina de ensaio de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).....65

Figura 14. Máquina de ensaio de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).65

Figura 15. Matriz de acrílico Savion (São Paulo, SP, Brasil).....66

Figura 16. Amostras posicionadas na matriz de acrílico Savion (São Paulo, SP, Brasil) com silicone de adição Silic One Savion (São Paulo, SP, Brasil) retendo o conjunto.66

Figura 17. Conjunto (matriz + amostra + silicone + escova) posicionada na máquina de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).66

Figura 18. Delimitação para o corte da escova padrão Descarte (São Paulo, SP, Brasil) para a realização do ensaio de higiene mecânica.....67

Figura 19. Escova padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil) utilizada no experimento de forma íntegra antes de iniciar o processo de higiene.67

Figura 20. Cabeça e cerdas de escova dental padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil) para o experimento. **Erro! Indicador não definido.**

Figura 21. Contagem de ciclos aproximadamente em 15.000.....68

Figura 22. Contagem de ciclos acionada em 30.000.68

Figura 23. Seringas descartáveis e 20ml instaladas na máquina com solução de dentifrício.69

Figura 24. Seringas descartáveis e 20ml instaladas na máquina com solução de sabão

neutro.....	69
Figura 26. Rugosímetro sem a ponta analisadora.	71
Figura 25. Aparelho do rugosímetro e equipamentos computadorizados.	71
Figura 27. Rugosímetro com a ponta analisadora 1.8N - vista lateral.....	71
Figura 28. Rugosímetro com a ponta analisadora 1.8N - vista frontal.	71
Figura 29. Rugosímetro com amostra de resina acrílica.	71
Figura 30. Máquina universal (5567 <i>Universal Testing Machine</i> ; Instron Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com a amostra acoplada.	72

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Instrumentos e materiais odontológicos utilizados no experimento. . **Erro!**

Indicador não definido.

Quadro 2. Tipos e marcas comerciais das resinas acrílicas pesquisadas..... **Erro!**

Indicador não definido.

Quadro 3. Subgrupos do experimento.....**Erro! Indicador não definido.**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) da rugosidade média (Ra) em função do tipo de resina e método de higiene.	73
Tabela 2. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) da rugosidade máxima (Rz) em função do tipo de resina e método de higiene.	74
Tabela 3. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) do módulo automático (MPa) em função do tipo de resina e método de higiene.	76
Tabela 4. Média (desvio padrão) e resina e método de higiene.	76
Tabela 5. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) do limite de fadiga (N) em função do tipo de resina e método de higiene.	78

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Box plot da rugosidade média (Ra) em função do tipo de resina e método de higiene.....	73
Gráfico 2. Box plot da rugosidade máxima (Rz) em função do tipo de resina e método de higiene.....	75
Gráfico 3. Box plot do módulo flexão (MPa) em função do tipo de resina e método de higiene.	76
Gráfico 4. Box plot da resistência à flexão (GPa) em função do tipo de resina e método de higiene.....	77
Gráfico 5. Box plot de limite de fadiga (N) em função do tipo de resina e método de higiene.	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a.C.	Antes de Cristo
BisGMA	Bisfenol Glicidil Metacrilato
CA	Candida albicans
CAD-CAM	<i>Computer Aided Design/Computer Assisted Manufacturing</i>
FL	Limite de fadiga
FM	Módulo de flexão
FS	Resistência à flexão
GCL	Grupo de PMMA por ciclo longo
GCM	Grupo por energia de micro-ondas
GF	Grupo Fresado
GI	Grupo Impresso
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>

LS	Lactobacillus salivarius
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MF	Módulo flexão
MMR	Relações Maxilomandibulares
PMMA	Polimetilmetacrilato
PPR	Prótese Parcial Removível
PT	Prótese Total
PVC	Policloreto de Vinil
RAAQ	Resina Acrílica Ativada Quimicamente
RAAT	Resina Acrílica Ativada Termicamente
RAF	Resina Acrílica Fotoativada
RAF	Resina Acrílica Fresada
RAI	Resina Acrílica Impressa
SM	Streptococcus mutans
STL	<i>Standard Tessellation Language</i>
UEDMA	Monômero Uretano Dimetacrilato

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
<	Menor que
>	Maior que
±	Mais ou menos
g	Gramma
J	Joules
Kg	Quilograma
m ²	Metro quadrado
ml	Mililitro
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
NaOCl	Hipoclorito de Sódio
°C	Grau Celsius

™	Trademark
α	Alfa
β	Beta
μm	Micrômetro

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	OBJETIVOS	21
2.1	GERAL	21
2.2	ESPECÍFICOS	21
3	REVISÃO DA LITERATURA	22
3.1	HISTÓRICO DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS PARA A CONFEÇÃO DE PRÓTESES TOTAIS	22
3.2	TIPOS DE RESINAS ACRÍLICAS	26
3.2.1	Resina Acrílica Ativada Termicamente	26
3.2.2	Resina Acrílica Ativada Quimicamente	28
3.2.3	Resina Acrílica Fotoativada	30
3.2.4	Resina Acrílica Digital Impressa	30

3.2.5	Resina Acrílica Fresada	34
3.3	PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS.....	35
3.3.1	Resistência mecânica	35
3.3.2	Rugosidade superficial	39
3.4	MÉTODOS DE HIGIENE UTILIZADOS EM PRÓTESE TOTAL.....	41
3.4.1	Métodos de higiene mecânica	43
3.4.2	Métodos de higiene química	47
3.4.3	Métodos de higiene mecânica e química	50
3.5	PRÓTESES TOTAIS COMPUTADORIZADAS PELO MÉTODO DIGITAL	51
4	MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.1	LOCAL DA PESQUISA	57
4.2	MATERIAIS	57
4.2.1	Subgrupos do experimento	58
4.3	CÁLCULO AMOSTRAL	59
4.4	PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA	59
4.4.1	Dimensão das amostras	59
4.4.2	Fabricação das amostras	59
4.4.2.1	Amostras das resinas acrílicas termopolimerizáveis.....	59
4.4.2.2	Amostras das resinas acrílicas digitais impressas	62
4.4.2.3	Amostras de resina acrílica compactada	63
4.5	MÉTODOS	64
4.5.1	Processos	64
4.5.1.1	Higienização mecânica	65
4.5.1.1.1	<i>Soluções utilizadas</i>	67
4.5.1.1.2	<i>Número de ciclos da higiene mecânica</i>	68
4.5.1.2	Higienização química	69
4.5.2	Tipos de análises	70
4.5.2.1	Rugosidade	70
4.5.2.2	Resistência flexural	71
4.5.3	Análise estatística	72
5	RESULTADOS	73
6	DISCUSSÃO	80

7	CONCLUSÃO	87
_____	REFERÊNCIAS	88
_____	ANEXOS A. Trabalhos Científicos desenvolvidos e publicados durante o Curso de Doutorado na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).....	86
_____	ANEXOS B. Participações, Apresentações Orais e Resumos Publicados em Anais de Congresso Científico durante o curso de Doutorado em Odontologia na UFPE.....	87
_____	ANEXOS C. Lista de Publicação de Artigos Científicos no período do Doutorado na UFPE (2021 a 2024), submetidos anteriormente ao início das atividades acadêmicas do curso.....	90
_____	APÊNDICES A. Resultados da Pesquisa - Medidas Iniciais do Experimento.	105
_____	APÊNDICE B. Resultado da pesquisa rugosidade.	108
_____	APÊNDICE C. Resultados da pesquisa - Resistência flexural.....	111

1 INTRODUÇÃO

Novos materiais odontológicos vêm surgindo em consequência da grande demanda e evolução das especialidades odontológicas, em especial, a Reabilitação Oral, na qual existe uma gama de tratamentos bastante complexos e que precisavam ser atualizados e modificados, a fim de que os pacientes que necessitam ser reabilitados possam ter maior conforto e satisfação, frente aos novos protocolos existentes hoje em dia (Araújo 117117 *et al.*, 2021; Gad *et al.*, 2022; Sartori *et al.*, 2024).

Sendo assim, as resinas acrílicas foram modificadas para este novo sistema computadorizado de manufatura das Próteses Totais. São compostos orgânicos classificados como polímeros, produzidos sinteticamente e baseados no carbono, hidrogênio e em outros elementos não metálicos que, após serem moldadas e endurecidas, podem apresentar características fibrosas, borrachóides, resinosas e rígidas, de acordo com suas fases de polimerização da substância (Perea-Lowery *et al.*, 2021; Jung *et al.*, 2024).

Shen, Rawls e Esquivel-Upsha (2021) reafirmaram seus conceitos clássicos de que os polímeros utilizados em Odontologia, à base de polimetilmetacrilato, devem exibir suficiente translucidez ou transparência, ser capazes de reproduzir, esteticamente, os tecidos orais que irá substituir, sendo facilmente coloridos ou pigmentados para essa finalidade, apresentar um comportamento estável, em termos dimensionais, no interior da cavidade bucal, sob todas as condições às quais ela está sujeita; ter suficiente dureza, resiliência e resistência ao desgaste, para suportar o uso normal, ser solúveis e impermeáveis aos fluidos bucais, para não se tornarem anti-higiênicos, ser insípidos, inodoros, não tóxicos e não irritantes aos tecidos bucais, ser facilmente transformados em um aparelho protético, com equipamentos simples e, finalmente, o produto final deve permitir um bom polimento e possível reparo, em caso de fratura do referido dispositivo.

A versatilidade deste material, se deve a várias razões, como, por exemplo, ser insípido, inodoro, não tóxico, fácil de manipular e polir, além de apresentar alta estabilidade dimensional e morfológica (Gad *et al.*, 2022).

No entanto, as resinas acrílicas apresentam algumas desvantagens, principalmente em relação às suas propriedades mecânicas como: baixa resistência transversal, baixa resistência à tensão, pouca resistência à deflexão e ao impacto e

baixa flexibilidade, fazendo com que haja perda da eficiência mastigatória e, consequentemente, perda da qualidade de vida (Araújo, *et al.* 2021; Gad, *et al.* 2022; Carvalho, *et al.* 2023; Sartori, *et al.* 2024).

Quanto aos parâmetros de medida de rugosidade, este está relacionado, diretamente, ao aumento da colonização bacteriana sobre sua superfície e ainda atua no desempenho clínico e na sua longevidade, juntamente com outras propriedades mecânicas como: a dureza e a resistência. No entanto, ainda não existe uma afirmativa conclusiva sobre qual resina acrílica apresenta desempenho superior quanto à rugosidade (Aguirre *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020; Guedes *et al.*, 2021; Aal- Qarni; Gad, 2022; Carvalho *et al.*, 2023; Jung *et al.*, 2024).

Com os avanços tecnológicos computadorizados na Odontologia, o Sistema Digital CAD-CAM foi um dos precursores para a melhoria dos tratamentos reabilitadores orais (Kanakaraj; Ravichandran, 2021).

Basicamente, a manufatura destes aparelhos pelo sistema digital (aditivas e subtrativas) vem ganhando espaço em relação ao sistema tradicional ou convencional, embora ainda não haja definições concretas em relação a estas novas técnicas de fabricação de Próteses Totais (Mai; Lee, 2020; Sulaiman, 2020; Wang; Shi; Xie, 2021; Al-Dulaijan *et al.*, 2022; Limírio *et al.*, 2022; Sartori *et al.*, 2024).

De modo geral, a técnica aditiva é mais rápida, tem custos mais baixos, não gera desperdício de matéria-prima e o equipamento está cada vez mais acessível para a comunidade odontológica. Assim, os aparelhos deste tipo de sistema digital devem apresentar uma relação custo-benefício favorável para a sua confecção (Mai; Lee, 2020; Sulaiman, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2022; Gad *et al.*, 2022).

No tocante a higienização das próteses totais, a escovação mecânica diária é recomendada, como também a utilização de substâncias químicas como o hipoclorito de sódio (concentração de 5,25% ou até mesmo diluída a 0,5%), com imersão por 10 minutos, semanalmente, na tentativa de eliminar ou diminuir o número de microrganismos que, eventualmente, possam estar instalados nestas próteses (Santos *et al.*, 2020; Nam *et al.*, 2021; Guedes *et al.*, 2021; Çakmak *et al.*, 2022; Jung *et al.*, 2024).

O uso de escovas dentais com sabão neutro e/ou dentifrícios é medida de higiene necessária durante o uso destes aparelhos reabilitadores orais, nos quais devem ser

utilizados, concomitantemente ou isolados (Freddi, 2020; Neves *et al.*, 2020; Guedes *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2023).

Ainda não há uma análise conclusiva a respeito das resinas acrílicas digitais, frente a diferentes tipos de higienização mecânica e/ou química. Contudo, pela sua morfologia estrutural e pelo seu sistema de manufatura, os polímeros digitais podem desempenhar resultados promissores quanto às propriedades mecânicas, como a rugosidade e a resistência flexural (Carvalho *et al.*, 2023; Jung *et al.*, 2024; Sartori *et al.*, 2024)

Neste sentido, esta pesquisa apresenta como proposição analisar as propriedades mecânicas (rugosidade e resistência flexural) de diferentes resinas acrílicas (método convencional, digital impressa e compactada) utilizadas para confecção de Próteses Totais Removíveis submetidas a processos de higienização mecânica e mecânica química.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

Analisar, *in vitro*, se os métodos de higiene (mecânica e mecânica química) alteram as propriedades mecânicas como a rugosidade (média e máxima) e a resistência flexural (módulo flexão, resistência à flexão e limite de fadiga) de diferentes tipos de resinas acrílicas (termopolimerizáveis, digital impressa e compactada) utilizadas na confecção de próteses totais.

2.2 ESPECÍFICOS

- Avaliar se as propriedades mecânicas como rugosidade (média e máxima) e resistência flexural (módulo flexão, resistência à flexão e limite de fadiga) de uma resina acrílica termopolimerizável, resina usada na tecnologia CAD-CAM, pelo método impresso e resina usada na tecnologia CAD-CAM, pelo método fresado, a compactada sofrem alterações quando submetidas ao método de higienização mecânica, através de máquina de ensaio de ciclos de escovação.
- Verificar se as propriedades mecânicas como rugosidade (média e máxima) e resistência flexural (módulo flexão, resistência à flexão e limite de fadiga) da resina acrílica termopolimerizável, usada na tecnologia CAD-CAM, pelo método impresso e resina usada na tecnologia CAD-CAM, pelo método fresado, a compactada sofrem alterações quando submetidas ao método de higienização mecânica e química, através de máquina de ensaio de ciclos de escovação e química, através da imersão em hipoclorito de sódio a 1%.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 HISTÓRICO DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS PARA A CONFECÇÃO DE PRÓTESES TOTAIS

A história das Próteses Totais para o tratamento do edentulismo é fascinante e abrange uma ampla gama de materiais e técnicas ao longo dos séculos. Durante a Antiguidade (700 a.C.) houve a utilização de osso, madeira, marfim e borracha vulcanizada e esses materiais eram rudimentares. Desde os primeiros registros das civilizações egípcias, maias, astecas e grega, a substituição de dentes perdidos tem sido uma preocupação, impulsionando a busca por soluções que melhorassem a funcionalidade e a estética bucal. Logo, os antigos egípcios, por exemplo, foram os pioneiros na confecção destas próteses dentárias, pois sempre almejavam proporcionar estabilidade e aprimorar a aparência e função destes dentes. Eles utilizavam para amarrar os dentes humanos, fios de ouro ou arame, atravessando-os nas gengivas para gerar sustentação e retentividade para a sua utilização (Araújo *et al.*, 2021).

Com isso, o passar dos séculos foi permitindo que o homem, juntamente com a modernidade e a criatividade, possibilitasse novas maneiras de substituir os dentes, de acordo com as necessidades das civilizações, para a reposição destes dentes perdidos. As próteses dentárias passaram por significativas melhorias, tornando-se mais duráveis, confortáveis e esteticamente atraentes. Atualmente são fabricadas com materiais modernos, como resinas acrílicas e ligas metálicas e são projetadas para proporcionar uma função mastigatória eficiente e uma aparência natural (Neppelenbroek, 2015; Neves *et al.*, 2020).

Ainda no século XVI, os japoneses confeccionaram dentaduras de madeira, em que através de alguns dados históricos indicam que os primeiros aparelhos reabilitadores orais foram desenvolvidos pelos Estados Unidos, enquanto outros, afirmavam que o Japão foi o pioneiro (Araújo *et al.*, 2021).

Durante o século XVIII, com o aumento do consumo do açúcar e tabaco, houve uma necessidade maior destes aparelhos. Em 1723, o médico francês Pierre Fauchard, conhecido, atualmente, como o pai da Odontologia Moderna publicou um livro chamado *The Surgeon Dentist*, que elucidou práticas completas de atendimento odontológico e higiene, inclusive com as dentaduras (Neppelenbroek, 2015).

Logo, em 1770, o francês Alexis Duchateau fez as primeiras Próteses Totais (PTs) em porcelana. Antes disso, ele usava o marfim oriundo dos dentes de hipopótamos, morsas ou elefantes. No entanto, esses dentes se deterioravam muito rápido com a corrosão das cáries e, mesmo assim, ainda foram usados como base das próteses por algum tempo (Araújo *et al.*, 2021).

No início do século XX surgiram materiais como o policloreto de vinil (PVC), o acetato de vinila e os plásticos de celulose. No entanto, apesar desses avanços, os processos e materiais pouco mudaram ao longo dos últimos quase 100 anos (Shen *et al.*, 2021).

Na era dos termoplásticos, em 1910, houve uma revolução com a introdução do polimetilmetacrilato. Inicialmente foram considerados apenas produtos resultantes de algumas reações orgânicas, mas sem indicações de aplicabilidade (Gad *et al.*, 2022).

Com a evolução, as resinas acrílicas tornaram-se mais fáceis de trabalhar, tecnicamente, tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas e mostraram-se, biologicamente, compatíveis. Isso se deve, principalmente, à introdução na Odontologia, em 1936, da fórmula termoativada (conhecida como Vernonite) por Walter Wright. Essa resina foi utilizada como material para a base de próteses totais e demonstrou ser superior a outros materiais já utilizados. A partir de então, o Polimetilmetacrilato (PMMA) tornou-se, extremamente, popular e passou a ser a base, definitiva, para próteses dentárias (Neves *et al.*, 2020; Araújo *et al.*, 2021).

As pesquisas e o progresso tecnológico levaram ao surgimento da resina à base de polimetilmetacrilato, também conhecida como resina acrílica, entre 1937 e 1940. Esta resina mostrou ser uma excelente alternativa, não apenas para a confecção de próteses odontológicas, mas também para outras aplicações. No entanto, as primeiras aplicações industriais da resina acrílica datam de 1933, com materiais como Plexiglas e Perspex (Araújo *et al.*, 2021).

A sua versatilidade como material odontológico se deve a características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade técnica (Neppelenbroek, 2015; Shen *et al.*, 2021).

Nesta época, as resinas acrílicas surgiram no formato pó (polímero)/líquido (monômero), tornando-se uma excelente alternativa para a confecção de aparelhos

reabilitadores orais. São compostos orgânicos classificados como polímeros, à base de polimetilmetacrilato, em que tem sido largamente utilizada por proporcionar uma boa estética e por características favoráveis, tais como fácil manipulação e biocompatibilidade (Gad *et al.*, 2022a).

Ainda em 1960, o Bisfenol Glicidil Metacrilato (BisGMA) foi desenvolvido por Bowen, resultando na grande evolução dos materiais dentários, o que impactou a utilização da resina acrílica como material restaurador direto, atuando de maneira definitiva na Odontologia Restauradora (Lin *et al.*, 2020).

Estas resinas acrílicas, geralmente, são fornecidas ao profissional como um sistema de pó (polímero) e líquido (monômero), tendo como componente químico principal o polimetilmetacrilato (PMMA), um composto resinoso sintético (Peroz *et al.*, 2021).

O polimetilmetacrilato (PMMA) é um polímero transparente e rígido, frequentemente utilizado em várias aplicações, incluindo próteses dentárias. Ele é produzido a partir da polimerização do monômero metacrilato de metila e possui algumas propriedades tais como: alta resistência mecânica, baixa densidade, boa aderência a diferentes substratos, resistência ao calor e à umidade e ainda dureza, desgaste, resistência à compressão e à tração, resistência à flexão, estabilidade dimensional, solubilidade, reações de descoloração, degradação e rugosidade (Sartori *et al.*, 2024).

Todas estas propriedades estão relacionadas ao grau de polimerização dos seus componentes, uma vez que a sua própria constituição estrutural depende, basicamente, da sua forma molecular adquirida e do processo realizado (Carvalho *et al.*, 2023).

Embora novos materiais, como o poliestireno e o dimetacrilato de uretano ativado por luz tenham sido introduzidos, o PMMA permaneceu como o material de preferência para próteses removíveis, totais e parciais, proporcionando o tratamento de rebordos edêntulos, através do aumento da qualidade de vida, por meio da restauração de seu sorriso e de seu poder da força para mastigação (Gad *et al.*, 2022a).

Isto ocorreu devido a este material apresentar algumas características tais como: facilidade de processamento, baixo custo, leveza, excelentes propriedades estéticas, baixa absorção de água, solubilidade e possibilidade de ser reparado com facilidade (Shim *et al.*, 2020).

Além disso, o uso e a forma de como manusear o próprio aparelho estão, diretamente, relacionados a estas propriedades químicas e físicas mencionadas. A longevidade, o sucesso, e o fracasso devem ser estudados, assim como pode se minimizar e diminuir as possibilidades destes aparelhos se degradarem rapidamente. A resistência flexural e a rugosidade estão relacionadas, entre si, e devem ser estudados, isoladamente e em conjunto, para que se tenha a noção de como isto repercute durante a sua funcionalidade (Sartori *et al.*, 2024).

No entanto, propriedades como baixa condutividade térmica, resistência mecânica inferior, fragilidade, alto coeficiente de expansão térmica e módulo de elasticidade, relativamente, baixo o torna mais propenso a falhas durante os esforços mastigatórios. Logo, o PMMA apesar de ser utilizado para estes aparelhos reabilitadores orais, ainda não é considerado o ideal para este fim (Iwaki *et al.*, 2020; Shim *et al.*, 2020).

Embora este material apresente as melhores características, como rugosidade, energia livre de superfície, molhabilidade e hidrofobicidade, esses fenômenos são importantes na influência do acúmulo de biofilme e no manchamento da superfície da resina (Peroz *et al.*, 2021; Gad *et al.*, 2022a; Gad *et al.*, 2022b).

A rigidez destas superfícies das PTs afeta a susceptibilidade ao manchamento, conforto do paciente e a saúde dos tecidos bucais (Gad *et al.*, 2022b).

No entanto, o PMMA apesar de suas falhas clínicas, ainda é considerado o material de eleição para a confecção de PTs e este material está sendo cada vez mais aprimorado e pesquisado, a fim de que se apresentem características clínicas, laboratoriais, estéticas e biológicas satisfatórias e com longevidade e sucesso durante o seu uso (Iwaki, *et al.* 2020; Al-Dulaijan, *et al.* 2022).

Para que ocorra a evolução destas próteses frente a esta nova tecnologia de manufatura, especificações foram criadas incluindo parâmetros como a estabilidade dimensional, solubilidade, grau de dureza, resistência à flexão e outros, fazendo com que se viabilizem melhores resultados em termos mecânicos, biológicos e estéticos (ISO, 2020).

Atualmente, estas resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato apresentam resistência à tração de 27,5 a 82,7 MPa, com taxa de alongamento de 5 a 15%, resistência à flexão de 62,1 a 103,5 MPa e contração com 30 dias de 0,025 a 0,152mm,

dureza knoop entre 18 e 20, resistência à tração de 59 MPa, resistência ao impacto através do teste Charpy (método de ensaio de materiais para determinação da força de impacto de materiais com auxílio de um pêndulo de impacto) de 0,098 a 1,27J, módulo de elasticidade de 2.400 MPa, amolecimento a 125°C, aumento de, aproximadamente, 0,5% de seu peso após imersão em água por uma semana, sendo reversível quando seco (Al-Qarni *et al.*, 2022).

Com isso, o PMMA continua sendo o material de escolha para a fabricação de PTs de qualquer forma de metodologia empregada para a sua construção (analógico ou digital) (Iwaki *et al.*, 2020; Peroz *et al.*, 2021; Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

3.2 TIPOS DE RESINAS ACRÍLICAS

Os tipos de resinas acrílicas podem ser classificados de acordo com o modo de ativação: térmica, química, luminosa, método digital aditiva e método digital subtrativo, sendo elas: Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT), Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Resina Acrílica Fotoativada (RAF), Resina Acrílica Impressa (RAI) e Resina Acrílica Fresada (RAF), respectivamente (Aguirre *et al.*, 2020).

3.2.1 Resina Acrílica Ativada Termicamente

As resinas termicamente ativadas, o agente de calor necessário para desencadear o processo de polimerização advém do aquecimento da resina acrílica, em banho de água, por calor seco ou através de energia de micro-ondas sendo, este último, desenvolvido pelos japoneses na década de 80, quando se adquiriu uma energia térmica capaz de promover a vibração das moléculas, causando fricção e resultando no aquecimento destas resinas acrílicas (Al-Dwairi *et al.*, 2020).

Assim, a reação de polimerização das RAAT é exotérmica e libera 80 calorias por grama/cm³ de monômero polimerizado. Logo, essa quantidade de calor gerado durante o ciclo pode ser um fator determinante na polimerização correta e, principalmente, na quantidade de formação e ocorrência de porosidades. Já que esta temperatura elevada exerce um efeito significativo nas características físicas da resina

polimerizada, fazendo com que se deva evitar que o monômero entre abruptamente em ebulição, forçando as paredes do gesso no interior da mufla, podendo gerar distorções e porosidades (Lin *et al.*, 2020; Gad *et al.*, 2022a).

Durante a reação de polimerização que ocorre no interior desta mufla, o calor gerado pode não ser dissipado, devido a resina acrílica e o gesso serem pobres condutores de calor, fazendo com que a temperatura da resina se eleve bem acima da temperatura do gesso e da água circundante, assim como da temperatura de ebulição do monômero (100,8°C) (Al-Dwairi *et al.*, 2020).

Assim, o aquecimento da resina acrílica ativada termicamente a uma temperatura acima daquela na qual se desencadeia a reação de polimerização num espaço de tempo curto favorece a ocorrência de porosidades. Por outro lado, os processos de longa duração levam à redução considerável ou mesmo a eliminação destas porosidades (Aguirre *et al.*, 2020; Lin *et al.*, 2020).

No entanto, diversos fatores inerentes às propriedades das resinas termicamente ativadas podem influenciar, seriamente, no resultado da prótese processada. Durante o armazenamento podem ocorrer polimerizações parciais que levam a alterações das propriedades físicas da prótese concluída (Al-Dwairi *et al.*, 2020).

Assim, a RAAT apresenta como principais vantagens: estética, facilidade no processamento, possibilidade de reparo e reembasamento, estabilidade dimensional, boa tolerância pelos tecidos de suporte, não ser corrosiva, resistência adequada quando submetida a situações de impacto e ser acessível economicamente (Baba *et al.*, 2020).

As indicações destas resinas acrílicas são: bases de próteses dentárias, prótese total removível, prótese imediata, sobredentaduras, prótese total fixa (sobre implante), prótese provisória ou temporária, prótese parcial removível, placas miorelaxantes, reembasamentos e substituir parte do sistema mastigatório do corpo humano (Al-Dwairi *et al.*, 2020).

As marcas comerciais são: Vipi Cril-VIPI, Clássico-Clássico Dental, Lucitone 199-Dentsply Sirona, Acrílico Dencril-Dencril Produtos Odontológicos, Triplex Hot-Ivoclar Vivadent, Rodin-Rodental, Futura Gen-TDV Dental, Acropars-Pars Dental, Fastray- Keystone Industries, Acron MC-GC Corporation, Acrofast-Prevest Denpro, Paladon65-Kulzer, ProBase Hot-Ivoclar Vivadent, Meliodent-Heraeus Kulzer, Temporary CB, Formlabs, Schutz Dental-Micerium Group, Acrypol R- Pack, Vertex-Ravagnanidental, Artiplus-Dentsply e Premium

Kulzer, Promolux-CV

3.2.2 Resina Acrílica Ativada Quimicamente

As resinas quimicamente ativadas, também conhecidas por resinas de polimerização a frio, resinas autopolimerizáveis ou resinas de autocura, não necessitam de energia térmica para reação de polimerização e, portanto, podem ser polimerizadas à temperatura ambiente (Baba *et al.*, 2020).

A polimerização química dos monômeros desta resina acrílica ocorre por meio de condensação ou por reações de adição simples. Apresenta como resultados em moléculas gigantes, de tamanho quase ilimitado, que exibem uma conformação espacial altamente complexa, com espaços vazios descontínuos em seu interior, que variam de acordo com a sua composição (Lin *et al.*, 2020).

Elas apresentam solubilidade diferenciada comparadas as termicamente ativadas, por conterem quantidade maior de monômero residual. Com isso pode haver solubilização de alguns componentes da resina acrílica, tais como o peróxido de benzoíla, hidroquinona, pigmentos ou do monômero residual, podendo ocasionar reações alérgicas e tóxicas em pacientes portadores de aparelhos reabilitadores orais, confeccionados com esse material (Aguirre *et al.*, 2020; Gad *et al.*, 2022a).

Quando está ocorrendo a dissolução da massa da resina acrílica conseguimos perceber melhor as fases da mistura. Estas são comuns ao material termoativado e ao quimicamente ativado. Na fase arenosa o monômero envolve, completamente, o polímero. Os espaços vazios entre as partículas de pó ficam preenchidos pelo líquido e o conjunto adquire uma cor mais translúcida. Nesta fase apresenta baixo escoamento e ganha brilho superficial por afloramento do excesso de líquido quando pressionada. Na fase pegajosa, à medida que o líquido vai dissolvendo as longas cadeias do polímero vai se tornando viscoso e aderente (Shen *et al.*, 2021).

Na tentativa de dividir a massa aparecem inúmeros fios finos e pegajosos entre as porções resultantes. Na fase plástica, a partir de certo ponto de saturação da solução de polímero no monômero, o líquido resultante perde a pegajosidade. A massa começa a escoar, homogeneamente, torna-se manipulável, sem aderir nas mãos e transmite as pressões exercidas sobre ela, denominando-se fase de trabalho esta etapa da mistura

em que o operador consegue realizar o trabalho desejado sobre a massa de resina acrílica. Já na fase borrachoide, sendo a última fase, há um aumento da concentração de cadeias de polímero no monômero e a evaporação desse monômero torna o líquido escasso. Neste estágio, o escoamento da massa torna-se precário e impossível de se manipular e executar algum trabalho nesta massa com aspecto de borracha (Shen *et al.*, 2021).

As RAAQs apresentam como ativador uma amina terciária (di-metil-paratoluidina), adicionada ao monômero que, quando misturado o pó e o líquido, a amina terciária decompõe o peróxido de benzoíla presente no pó. Como consequência são produzidos radicais livres que reagem com as moléculas de monômero disponíveis, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. Em seguida, a polimerização ocorre da mesma forma das resinas termopolimerizadas (Baba *et al.*, 2020).

No entanto, o grau de polimerização alcançado pelas resinas acrílicas quimicamente ativadas não é completo, restando uma quantidade em torno de 3% a 5% de monômero livre, em comparação a 0,2 a 0,5 % da RAAT (Aguirre *et al.*, 2020).

Logo, o monômero residual pode ser um irritante em potencial para os tecidos em contato com a peça acrílica, comprometendo a biocompatibilidade das bases de dentadura e podendo agir como um plastificador, o qual resulta em uma redução da resistência transversa da peça confeccionada com RAAQ que apresenta 80% da resistência daquela ativada termicamente, além da presença de porosidades na sua estrutura, que facilita a difusão dessa substância e sua degradação pela presença destes monômeros residuais (Lin *et al.*, 2020).

Elas apresentam como vantagens: praticidade, rapidez, apresenta facilidade de ajuste que permite ajustes ou reparos diretamente no consultório e custo reduzido. Já as limitações são: menor resistência mecânica comparadas com as termicamente ativadas, menor resistência ao impacto e à fratura, maior porosidade podendo ocorrer absorção de líquidos e pigmentos com mais facilidade e baixa estabilidade dimensional (Baba *et al.*, 2020).

Suas indicações quanto ao uso das RAAQ são: moldeiras individuais, próteses provisórias, aparelhos removíveis ortodônticos, próteses totais, próteses parciais removíveis, reparos em próteses removíveis, reembasamentos, placa miorelaxante e guias cirúrgicos e protéticos para instalação de implantes (Fouda *et al.*, 2023).

Suas marcas comerciais são: Et-Clássico Dental, Jet-Clássico Dental, Dencril-Dencril Produtos Odontológicos, Vipi Flash-VIPI, Orto Cril-Artigos Odontológicos Clássico, Duracryl Plus- SpofaDental, Meliodent Rapid Repair-Kulzer, ProBase Cold Ivoclar Vivadent, Lang Dental Repair Resin- Lang Dental e Protemp-3M

3.2.3 Resina Acrílica Fotoativada

As resinas acrílicas ativadas por luz apresentam como características serem de fácil aplicação, tixotropia ideal, não aquece, compatível com qualquer fotopolimerizador, ocorre mudança de cor ao final da polimerização, indicando o término do processo, polimerização rápida independente da temperatura, não deixa resíduos após a queima; maior agilidade quando comparada com a cera e/ou resina acrílica (Sulaiman, 2020).

Com isso, as resinas acrílicas fotoativadas, apresentam valores de sorção de água, além daquele estipulado pela ISO nº 1.567, justificado pela composição principal do monômero uretano dimetacrilato (UEDMA), substância mais hidrofílica que o polimetildimetacrilato para este tipo de material (Fouda *et al.*, 2023).

A sua indicação é para escultura de padrões de *copings*, *abutments*, pânticos, pontes, *attachment*, facetas, barras de protocolo, casquetes para moldagens e ferulização de *transfers* de moldagem, em casos de próteses múltiplas sobre dois ou mais implantes (Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

A resina fotopolimerizável é uma excelente opção para procedimentos que exigem agilidade, precisão e estética. Sua escolha depende da necessidade clínica e da disponibilidade do equipamento de polimerização (Fouda *et al.*, 2023).

Suas marcas comerciais são: Triad® (Dentsply Sirona), Eclipse® (Dentsply Sirona), VLC Tray Material® (Ivoclar Vivadent e Revolution® (Keystone Industries).

3.2.4 Resina Acrílica Digital Impressa

Atualmente, as novas resinas acrílicas pesquisadas através do sistema computadorizado digital CAD-CAM foram modificadas a fim de que houvesse uma

melhoria, principalmente, de suas propriedades mecânicas (Iwaki *et al.*, 2020).

A implementação desta tecnologia CAD-CAM para a produção de PTs, apresenta modificações fundamentais no processo de fabricação. Ao invés de misturar, manualmente, a resina em pó e líquido e depois submeter a imersão a um protocolo de cura, arbitrariamente escolhido, as resinas acrílicas líquidas são fabricadas, industrialmente, para este fim (Al-Dwairi *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020).

Então, os aparelhos fabricados através desta revolução digital na área da Odontologia, viabilizaram a fabricação de peças personalizadas com maior eficiência e precisão (Sulaiman, 2020).

As resinas digitais CAD-CAM impressas são aquelas que constroem um produto através de um aditivo líquido em uma impressora 3D. Logo, este equipamento irá adicionar, através de uma resina líquida, um composto sólido formado através de camadas e raios ultravioletas para a até constituir a imagem planejada através do *software* do CAD (Lin *et al.*, 2020).

As etapas da impressão 3D da resina acrílica na Odontologia são as seguintes: Planejamento Digital (CAD/CAM) através do *software* CAD em que o processo começa com a criação de um modelo digital tridimensional (3D) do dispositivo. Esse modelo é gerado com o uso de *softwares* CAD (Computer-Aided Design), que permitem ao dentista ou técnico em prótese realizar ajustes precisos. Em seguida, o escaneamento 3D em que fornece dados digitais que serão utilizados para a criação do modelo 3D (Al-Dwairi *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020).

A preparação para Impressão (Fatiamento) inicia em camadas finas com o auxílio de um *software* de fatiamento. Cada camada representa uma espessura muito fina da resina que será impressa. O *software* também determina a orientação do objeto na plataforma de impressão, o que afeta a qualidade e a velocidade de impressão (Sulaiman, 2020).

Existem dois processos de Impressão 3D dependendo da tecnologia a ser utilizada. As duas tecnologias mais comuns para impressão de resina acrílica odontológica são a SLA (Estereolitografia) e a DLP (Processamento Digital de Luz) (Raszewski *et al.*, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

A estereolitografia utiliza um laser para curar (solidificar) a resina líquida. O laser é direcionado a áreas específicas do tanque de resina, curando camada por camada

(Al-Dwairi *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020).

Já o processamento digital de luz, utiliza-se um projetor de luz para curar as camadas de resina. A luz projetada é controlada digitalmente para curar uma camada inteira de resina de uma vez, sendo um processo mais rápido. A plataforma de impressão se move para cima à medida que as camadas sucessivas são curadas (Iwaki *et al.*, 2020).

No processo de cura e solidificação, o objeto impresso precisa ser polimerizado (curado) por mais um tempo em uma câmara de cura ultravioleta. Isso garante que a resina atinja sua resistência final e dureza (Sulaiman, 2020).

E por fim, no pós-processamento para garantir a qualidade final do objeto. Este processo geralmente envolve: Remoção de suportes em que durante a impressão, pode ser necessário adicionar suportes para garantir a estabilidade das áreas que não puderam ser impressas diretamente, a limpeza do objeto impresso pode ser limpo com um solvente (como álcool isopropílico) para remover qualquer resina não curada que tenha ficado na superfície do objeto e cura adicional onde o modelo pode passar por uma segunda cura em uma câmara de luz UV para garantir que a resina seja totalmente solidificada e alcance as propriedades mecânicas ideais (Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

As resinas produzidas por meio de impressoras digitais CAD-CAM têm uma ampla gama de aplicações, incluindo a fabricação de modelos, guias cirúrgicas, próteses totais, placas e peças temporárias, como coroas provisórias e alinhadores ortodônticos. Além disso, também podem ser usadas na produção de guias cirúrgicas e próteses definitivas, bem como modelos odontológicos (Iwaki *et al.*, 2020; Sulaiman, 2020).

A escolha da resina adequada depende das necessidades específicas de cada caso, levando em consideração fatores como precisão, resistência, flexibilidade, transparência, aspectos estéticos, estabilidade dimensional e biocompatibilidade. Essa variedade de resinas disponíveis permite que os profissionais de Odontologia selecionem o material mais adequado para cada aplicação clínica (Raszewski *et al.*, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

No entanto, as resinas digitais impressas apresentam como desvantagens: custo inicial elevado para aquisição de equipamentos e manutenção, tempo de impressão alto dependendo do tamanho e da complexidade do dispositivo, necessidade de cuidados

de limpeza final do equipamento, as resinas digitais impressas geralmente precisam ser compatíveis com a impressora específica utilizada, limitando a flexibilidade do laboratório em escolher diferentes marcas ou fornecedores, necessidade de equipamentos adicionais para o processo de cura final e limpeza exige equipamentos adicionais, como câmaras de cura UV e tanques de limpeza, aumentando os custos e a complexidade operacional, plataforma de impressão restrita quanto ao tamanho a ser impresso, necessidade de conhecimento técnico e experiência dos profissionais envolvidos e operadores capacitados para garantir a qualidade dos resultados (Raszewski *et al.*, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

As marcas comerciais são: Prizma-Mahertech Labs, Bego-BEGO Varseo, Print-Kulzer, Flexcera Smile Ultra-Desktop Health, NextDent-Denture 3D+, SptintRayEU Denture Base- Eurodentic, GC Temp Print-GC Dental e Formlabs-Fesmo.

Figura 1. Moldeiras individuais superiores e inferiores a base de resinas acrílicas digitais CAD-CAM pelo método impresso Cosmos (Yller Biomateriais, Pelotas, RS, Brasil).



Fonte: Imagem cedida pelo Laboratório e-Dent, Salvador-BA.

Figura 1. Enceramento digital (Wash Up) da arcada superior realizado com resina acrílica digital CAD-CAM pelo método impresso Cosmos (Yller Biomateriais, Pelotas, RS, Brasil).



Fonte: Imagem realizada para o curso de Especialização em Prótese Dentária pela PosDoc, localizado em Teresina, PI, Brasil em 2018-2020.

3.2.5 Resina Acrílica Fresada

Os blocos de resina calcináveis de CAD-CAM são altamente condensados e apresentam menor quantidade de micro-porosidades. Consequentemente, isso significa que as resinas de base de dentaduras produzidas por CAD-CAM poderiam apresentar propriedades mecânicas superiores, razão pela qual alguns de seus fabricantes anunciam que seus produtos suportariam uma espessura mínima de material e ausência de monômero residual como constituinte do próprio PMMA (Raszewski, 2020; Gruber *et al.*, 2021).

Estes PPMAs são constituídos por blocos sólidos, de forma esférica, que são subtraídos para a formação do trabalho proposto. Logo, um equipamento chamado fresadora irá desgastar, através de uma broca, e formar a imagem planejada, realizada através do *software* do CAD (Iwaki *et al.*, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2022).

Portanto, conclui-se que as resinas de blocos de CAD-CAM são altamente condensadas e apresentam menos micro-porosidades. Consequentemente, isso significa que as resinas de base de dentaduras produzidas por CAD-CAM poderiam apresentar propriedades mecânicas superiores, razão pela qual alguns de seus fabricantes anunciam que seus produtos suportariam uma espessura mínima de material (Iwaki *et al.*, 2020; Raszewski, 2020).

No entanto, estas resinas apresentam algumas desvantagens, tais como: alto custo para a aquisição de equipamentos e materiais, desperdício de material utilizado

após a fresagem propriamente dita, tempo de fresagem lento e limitação na estética (Fouda *et al.*, 2023).

Suas marcas comerciais são: Vita Cad-Temp-Vita, Ivotion-Ivoclar Vivadent, Telio Cad- Ivoclar Vivadent, GC America-Cerasmart, PalaMILL, Kulzer, Prettau PMMA, Zirkonzahn, Aidite - Tempera, Vipi Block- Vipi, Yllar - PMMA CAD/CAM, AvaDent, Scottsdale, AZ®, Tizian Blank-Panadent, Aadv-GC International AG, Organic PMMA eco Pink-Organical CadCam, Die Material, CadCam PMMA, Ivoclar-Ivoclar, Merz M-PM, Polident d.o.o.-Poli e M-PM-Merz

3.3 PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS

3.3.1 Resistência mecânica

A resistência mecânica é uma das propriedades mais importantes, pois atua como influência direta na sua longevidade e sucesso do aparelho oral reabilitador. Algumas pesquisas vêm sendo realizadas para estudar a resistência mecânica, pois atua diretamente na longevidade, função e sucesso da PT (Carvalho *et al.*, 2023).

Atualmente, as resinas acrílicas vêm apresentando uma melhoria de suas propriedades a fim de oferecer maior longevidade destes aparelhos, obtendo melhor desempenho na sua utilização (Prpić *et al.*, 2020).

Basicamente as pesquisas atuais estudam modificar a composição ou reforçar o PMMA com materiais mais resistentes e desenvolver novos materiais com melhores propriedades como, por exemplo, a adição de borracha de estireno butadieno ao PMMA (Sartori *et al.*, 2024).

Em um dos trabalhos mais relevantes e atuais sobre este tema, Freitas *et al.* (2023), utilizando a manufatura subtrativa (fresagem CAD-CAM) e a manufatura aditiva (impressão 3D), afirmaram que podem promover significativos avanços, reduzindo o tempo e o custo de produção de próteses totais.

Assim, o estudo objetivou investigar as características superficiais (rugosidade e ângulo de contato), propriedades mecânicas (resistência mini-flexural) e a adesão de biofilmes utilizados na fabricação de bases de PTs. Dessa forma, foram análises *in vitro* onde foram fabricados 60 discos e 40 barras distribuídas, igualmente, em quatro grupos: fresagem CAD-CAM (GF), impressão 3D (GI) e PMMA convencional

termopolimerizado por ciclo longo (GCL) ou por energia de micro-ondas (GCM) (Freitas *et al.*, 2023).

Como resultados eles mostraram que o GI apresentou a maior rugosidade superficial ($R_a\ 0,317 \pm 0,151\mu m$) e os menores valores de resistência à miniflexão ($57,23 \pm 9,07 MPa$) e o GF apresentou a menor adesão de biofilme de *C. albicans* ($\log UFC/mL\ 3,74 \pm 0,57$) e maior média de resistência à miniflexão ($114,96 \pm 16,23 MPa$). Não houve diferença estatística entre o GF e os grupos convencionais para rugosidade, ângulo de contato e resistência à miniflexão (Freitas *et al.*, 2023).

No entanto, as falhas clínicas das resinas acrílicas digitais impressas ainda persistem fortemente, sendo a mais comum a que se apresenta na forma de fratura devido à fadiga ou forças de impacto da mastigação. Isto ocorre principalmente, pelo processo de impressão em si, em que a fabricação da prótese ocorre por camadas e com isso, há a possibilidade da ocorrência de interfaces entre estas camadas (Prpić, *et al.* 2020; Freitas *et al.*, 2023).

Além disso, defeitos internos como pequenas bolhas ou vazios no material impresso podem se formar devido a uma polimerização incompleta ou problemas na calibração da impressora, enfraquecendo o dispositivo (Sartori *et al.*, 2024).

A natureza repetitiva da carga mastigatória resulta na propagação de trincas que enfraquecem a base da prótese e, finalmente, resultam em fratura. Por outro lado, a fratura de próteses por forças de impacto é resultado da aplicação, repentina, de impacto às dentaduras através da queda acidental destes aparelhos sobre superfícies durante a higiene (Sartori *et al.*, 2024).

Logo, a relação de fraturas entre PTs mandibulares e maxilares ocorre na proporção aproximada de 2:1. A proporção de fraturas entre próteses, ou seja, para cada fratura em uma prótese maxilar, ocorrem cerca de duas fraturas em próteses mandibulares. Isso se deve à maior suscetibilidade das próteses inferiores a falhas como anatomia, forças mastigatórias superiores, menor retenção em relação às próteses mandibulares e o mau ajuste e falta de oclusão balanceada. A prótese maxilar fratura por uma combinação de fadiga e impacto, enquanto cerca de 80% das fraturas das próteses inferiores são resultantes de impacto (Freitas *et al.*, 2023; Sartori *et al.*, 2024).

Já Al-Dwairi, *et al.* (2020), por sua vez, em avaliação de dois tipos de resinas

para fresagem CAD-CAM (discos de PMMA AvaDent, Scottsdale, AZ) e PMMA Tizian Blank (Schutz Dental, Rosbach, Alemanha) em comparação com um resina termopolimerizada (Meliodent; Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) observaram que os grupos CAD-CAM PMMA apresentaram forças flexural e módulo de flexão, significativamente, maiores que o grupo convencional, porém não foi observada diferença, estatisticamente, significativa entre os grupos CAD-CAM ($p > 0,05$).

Corroborando com os resultados acima, em uma revisão sistemática realizada por Srinivasan, *et al.* (2021) concluíram, por meio de metanálise, que os blocos de resina CAD-CAM pré polimerizados ofereceram maiores valores de resistência flexural que os corpos-de-prova confeccionados, convencionalmente, por termopolimerização.

Helal *et al.* (2020) conduziram um estudo para avaliar a resistência ao desgaste de dentes em acrílico para próteses, utilizando nanopartículas de dióxido de silício e de dióxido de alumínio. Os resultados mostraram que o material modificado com nano-SiO₂ apresentou um aumento significativo na perda de peso em comparação com o material acrílico convencional. Por outro lado, o material modificado com nano-Al₂O₃ mostrou um aumento na perda de peso, embora não tenha sido, estatisticamente, significativo.

No entanto, não foram observadas diferenças significativas na alteração da rugosidade após a simulação de desgaste entre os grupos testados. Concluiu-se que as nanopartículas de nano-Al₂O₃ têm um efeito menos negativo do que o nano-SiO₂ e podem ser utilizadas com cautela, se necessário, em próteses dentárias de acrílico, pois ainda são necessários maiores avanços tecnológicos para utilização desta nova tecnologia (Helal *et al.*, 2020).

Em estudo recente de Sartori *et al.* (2024) avaliou-se a resistência à flexão (FS), módulo de flexão (FM) e limite de fadiga (FL) de resinas a base de polímeros 3D e compósitos, comparados com compósitos 3D impressos. Três materiais foram utilizados: resina a base de polímeros para próteses dentárias (*Ivotion Denture Teeth*, *Formlabs*), compósito provisória para coroas e pontes (*Temporary CB*, *Formlabs*) e compósito 3D impresso (*Flexcera Smile Ultra+*, *Desktop Health*).

Os resultados demonstraram que Ivotion e Flexcera apresentaram FS ($110,3 \pm 7,1$ MPa e $107,6 \pm 6,4$ MPa, respectivamente) e FM ($3,3 \pm 0,1$ GPa e $3,0 \pm 0,2$ GPa,

respectivamente). A análise de Weibull indicou uma distribuição mais uniforme e estreita de defeitos para *Ivotion* e *Flexcera*, embora não tenham sido observadas diferenças nas propriedades estatísticas (FS e FM) entre *Ivotion* e *Flexcera*. O *Ivotion* demonstrou um limite de resistência à fadiga superior ao *Flexcera* (Sartori *et al.*, 2024).

Ainda neste sentido, Al-Dwairi, *et al.* (2020) compararam a resistência à flexão, a resistência ao impacto e o módulo de flexão de duas marcas de PMMA CAD/CAM e um PMMA convencional curado por calor. A morfologia dos espécimes fraturados foi estudada em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Como resultados, eles obtiveram maiores médias de resistência à flexão (130,67 MPa) e resistência ao impacto (29,56 kg/m²). O maior módulo de flexão médio foi registrado no grupo AvaDent (2519,6 MPa). O grupo convencional, termicamente curado, apresentou menor média de resistência à flexão (93,33 MPa), resistência ao impacto (14,756 kg/m²) e módulo de flexão (2.117,2 MPa). As diferenças nas médias das propriedades de flexão entre os espécimes da AvaDent e Schütz Dental não foram, estatisticamente significativas, ($p > 0,05$). As amostras de PMMA CAD/CAM exibiram melhor resistência à flexão, módulo de flexão e resistência ao impacto em comparação com os grupos convencionais curados por calor (Al-Dwairi *et al.*, 2020).

Para ratificar, ainda sobre este tema, Casucci *et al.* (2023) compararam a resistência à flexão de diferentes resinas fabricadas, usando diferentes tecnologias (convencionais, fresadas em CAD-CAM e impressa em 3D) e técnicas de polimerização. Foram testadas 11 resinas diferentes: seis de PMMA convencional (*Acrypol R*, *Acrypol LL*, *Acrypol HI*, *Acrypol Fast*, *Acryself* e *Acryslef P*), duas obtidas a partir de discos de PMMA UDMA (disco *Ivotion* e disco *Aadva*, grupos controle), duas resinas PMMA impressas em 3D (NextDent Denture 3D+ e *SprintRayEU Denture Base*) e uma resina composta impressa em 3D (*GC Temp Print*).

Obtiveram, como resultados, que as amostras fresadas em CAD-CAM apresentaram a maior resistência à flexão (107,87 MPa para UDMA), seguidas pelas resinas compostas impressas em 3D (102,96 MPa). Além disso, as resinas impressas em 3D polimerizadas por 40 min não apresentaram diferenças, estatisticamente significativas, com os grupos de resina convencional. Em complemento, em todas as amostras impressas em 3D, foi encontrada uma alta correlação entre a técnica de polimerização e a resistência à flexão (Casucci *et al.*, 2023).

3.3.2 Rugosidade superficial

A rugosidade superficial é analisada através do aparelho chamado Rugosímetro ou através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) permitindo que a medição da rugosidade seja realizada, de maneira direta, nas áreas pré-determinadas. As amostras são submetidas a aferição da distância média entre os picos e vales, bem como o cálculo do desvio de seus valores em relação à linha média sobre toda a superfície de medição (Ra). Esses registros são complementados pelo cálculo da média das medidas da distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais profundo em cinco pontos pré-determinados (Rz) (Alfouzan *et al.*, 2022).

Logo, quanto aos parâmetros desta medição de rugosidade, a importância do seu registro faz com que apresente uma relação direta com o aumento da colonização bacteriana sobre sua superfície e, conseqüentemente, interferindo em suas propriedades mecânicas (Jung *et al.*, 2024).

Como resultado, a redução da rugosidade da superfície faz com que seja reduzido o acúmulo de restos alimentares e bactérias. Logo, a adesão de *Candida albicans* à base de PTs é menor nas superfícies lisas que nas superfícies rugosas, tornando imprescindíveis as técnicas de condicionamento do próprio aparelho, durante seu uso diário (Çakmak *et al.*, 2022).

Assim, durante a técnica de confecção de PT pela técnica convencional, pode ser influenciada pela habilidade do técnico em prótese dentária e das técnicas de acabamento e polimento utilizadas. Estes procedimentos clínicos são imprescindíveis a qualquer aparelho confeccionado, fazendo com que possam trazer benefícios para a saúde do paciente mutilado e, também, quanto ao uso do artefato (Gad, *et al.* 2022a; Jung *et al.*, 2024).

Portanto, os resultados de rugosidade superficial de bases de próteses confeccionadas de forma convencional estão sujeitos a maior variabilidade, visto que existem inúmeras circunstâncias que possam estar incidindo no protocolo convencional para a confecção destas PTs (Alfouzan *et al.*, 2022).

Por isso, o acabamento e polimento são imprescindíveis a qualquer artefato confeccionado com resina acrílica, antes da sua instalação na cavidade bucal, para que possam trazer benefícios como saúde e função (Çakmak, *et al.* 2023).

Em contrapartida, as resinas acrílicas digitais fresadas produzem blocos já polimerizados, industrialmente, sob alta pressão. Com isso, são menos porosos, comparados com os digitais impressos, já que o método de manufatura se difere, totalmente, sendo pelo método subtrativo (Alfouzan *et al.*, 2022).

Neste sentido, os sistemas digitais de fresagem podem produzir superfícies de próteses ainda mais lisas do que o processo convencional (Baba *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020).

Existe também uma relação direta entre a rugosidade superficial e a resistência flexural, através de formação de trincas e, conseqüentemente, maiores possibilidades de fraturas durante o seu uso clínico (Alfouzan *et al.*, 2022).

No entanto, não é conclusivo supor que a rugosidade da superfície da fratura deva ser influenciada pelo comprimento da cadeia polimérica, uma vez que as forças intramoleculares não aumentam com o comprimento crescente da cadeia. Uma causa muito mais plausível de falta de homogeneidade dentro da microestrutura é a geometria, tamanho e distribuição do pó de polímero (Jung *et al.*, 2024).

Já em relação a uma liberação de monômero residual que ocorre durante o processo de manufatura é importante considerar que falhas na correta dosagem dos componentes das resinas de PMMA, que podem ocorrer alterações nas propriedades mecânicas e a estabilidade dimensional das próteses dentárias, as quais podem ser influenciadas, negativamente, pelo efeito plastificante do excesso de monômero (Sartori *et al.*, 2024).

Com isso, teoricamente, bases de próteses digitais podem sofrer menores distorções durante o processamento e oferecem, portanto, melhor adaptação. Logo, o baixo teor de monômero residual e a liberação de monômero dos blocos de resina CAD-CAM reduzem a adesão de *Candida albicans* na superfície da resina PMMA pré-polimerizada, comparada com a convencional (Baba *et al.*, 2020; Jung *et al.*, 2024).

No entanto, Wei *et al.* (2022) testaram a liberação de monômero residual e os efeitos biológicos de dois tipos de resinas para base de dentaduras (Convencionais: *Vertex* - resina acrílica termopolimerizável; Digital: Organic PMMA eco Pink—

CADCAM PMMA) e dois tipos de resinas de características provisórias (Convencional: *Protemp*TM 4 – resina bisacrílica; Digital: Die material—CAD-CAM PMMA). Eles observaram que a liberação de monômero (MMA) foi verificada, apenas, no grupo de resina convencional termopolimerizada e a proliferação celular se mostrou maior nos grupos de resina CADCAM, não sendo identificada apoptose ou necrose celular, diferenciando a maioria dos estudos até então.

Contudo, mesmo no sistema digital de confecção de próteses é importante destacar que os materiais utilizados nas bases de próteses não contêm PMMA puro. Neste sentido, cada aditivo, assim como iniciadores de polimerização, aceleradores, agentes de ligações cruzadas e corantes podem influenciar as propriedades físicas e químicas do material (Sulaiman, 2020).

Isto posto, mesmo com essas diferenças nas propriedades químicas, o protocolo de processamento das resinas ainda é o principal determinante da rugosidade da superfície. Para resinas de bases de próteses, técnicas de polimento de alto brilho são capazes de melhorar os resultados de rugosidade superficial em espécimes manufaturados em resina fresada, impressa e autopolimerizável, sendo as fresadas as que apresentaram os menores valores de Ra e Rz, seguido das resinas produzidas por impressão 3D (Fernandez *et al.*, 2020; Alfouzan *et al.*, 2022).

Consequentemente, o polimento mecânico produz uma superfície inferior, do ponto de vista da rugosidade, em comparação ao resultado obtido com o polimento químico. Clinicamente, esse é um processo que ainda precisa ser mais estudado, uma vez que na sessão de instalação de próteses totais é comum deixar a superfície mucosa da prótese sem polimento para garantir a correspondência máxima da base da prótese com os tecidos bucais, sabendo que existem outras variáveis em questão (Alfouzan *et al.*, 2022; Carvalho *et al.*, 2023).

3.4 MÉTODOS DE HIGIENE UTILIZADOS EM PRÓTESE TOTAL

O edentulismo é considerado um grave problema de saúde pública no Brasil onde, para o tratamento desse agravo, a reabilitação com uso de próteses removíveis parciais ou totais é uma alternativa viável à maioria dos pacientes mutilados que necessitam deste tipo de cuidado. Uma vez instaladas as próteses, faz-se necessário uma estratégia de higienização, no intuito de preservar a integridade dos tecidos

adjacentes, a longevidade da prótese e manter o complexo estomatognático livre de infecções (Alencar *et al.*, 2021; Araújo *et al.*, 2021; Fouda *et al.*, 2023).

Logo, a higienização adequada de próteses totais é de fundamental importância para a manutenção da saúde bucal e o sucesso, a longo prazo, do tratamento reabilitador protético. Estes aparelhos protéticos substituem todos os dentes em pacientes desdentados e são essenciais para a reabilitação da função mastigatória, fonética e estética. No entanto, sua higienização é frequentemente negligenciada, o que pode acarretar sérias complicações, como estomatite protética, infecções fúngicas, acúmulo de placa bacteriana e deterioração do material protético (Alencar *et al.*, 2021; Alqanas *et al.*, 2022).

A limpeza regular e eficiente das próteses evita o acúmulo de biofilme, restos alimentares e microrganismos patogênicos, que podem causar inflamações nas mucosas e infecções como a candidíase. A estomatite protética, por exemplo, está fortemente associada ao uso contínuo da prótese sem a devida higienização e ventilação dos tecidos orais. Assim é crucial orientar o paciente a remover a prótese durante o sono para permitir o descanso dos tecidos e a oxigenação da mucosa, o que também facilita a higienização do aparelho. Se isto não for possível, deve-se orientar a uma higienização mais primorosa dos arcos edêntulos, assim como, do aparelho protético durante o seu uso e programar a sua retirada durante à noite (Alencar *et al.*, 2021; Nam *et al.*, 2021; Alqarawi; Gad, 2024).

A limpeza deve ser realizada, diariamente, com o uso de escovas específicas para próteses, sabão neutro e pastas dentais. Além disso, o uso de soluções desinfetantes específicas para imersão da prótese pode ser indicado para eliminar microrganismos que não são removidos pela escovação (Neves *et al.*, 2020; Alencar *et al.*, 2021).

O papel do cirurgião-dentista é essencial no acompanhamento regular desses pacientes, orientando sobre as técnicas corretas de limpeza, revisando a adaptação da prótese e garantindo que as superfícies estejam íntegras e livres de rachaduras ou fissuras, que podem favorecer o acúmulo de microrganismos. O acompanhamento profissional e a educação contínua dos pacientes são essenciais para o sucesso desse tratamento reabilitador (Fouda *et al.*, 2023; Alqarawi; Gad, 2024).

Logo, a escovação é a técnica mais utilizada devido a sua simplicidade e

acessibilidade, no entanto, requer que o paciente tenha uma boa destreza manual, o que dificulta ou inviabiliza a utilização desse método por pacientes idosos e/ou portadores de necessidades especiais (Cankaya; Yurdakos; Kalabay, 2020; Alencar *et al.*, 2021).

Para a limpeza de próteses de pacientes com limitações motoras, são indicados o método de microondas ou método químico, este último, podendo ser adquirido em farmácias ou ambos preparados em casa (Jung *et al.*, 2024).

Uma alternativa é realizar a combinação de métodos como, escovação ou microondas, associados a agentes químicos. Considerando que a maioria dos usuários de próteses são idosos que, eventualmente, têm sua coordenação motora diminuída ou encontram-se acamados, métodos que combinam produtos químicos com técnicas mecânicas possuem bons resultados na remoção do biofilme, porém limpadores químicos como o hipoclorito de sódio possui eficácia comprovada na literatura com sua utilização isolada (Cankaya; Yurdakos; Kalabay, 2020; Fouda *et al.*, 2023; Alqarawi; Gad, 2024).

O modo como o paciente pode higienizar sua prótese deve ser uma preocupação do cirurgião-dentista, pois a saúde do meio bucal está, diretamente, ligada ao fato de o paciente conseguir remover, corretamente, as bactérias que estarão presentes na superfície da prótese (Alfouzan *et al.*, 2021; Fouda *et al.*, 2023).

Neste sentido, de acordo com a literatura científica atual, os modos em que estes aparelhos reabilitadores orais devem ser higienizados são: Mecânicos e/ou Químicos (Neves *et al.*, 2020; Nam *et al.*, 2021; Alencar *et al.*, 2021).

3.4.1 Métodos de higiene mecânica

O método de higienização mecânica é aquele que consiste na remoção de debris alimentares das PTs através de escovas dentais. Ele é o método mais utilizado pela grande maioria dos pacientes, por se tratar de um método simples e efetivo para a limpeza dessas Reabilitações Oraís (Alfouzan *et al.*, 2021; Guedes *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2023).

Assim, o método mecânico mais indicado é a utilização de sabão neutro e escovas dentárias anatômicas de cerdas macias, preferencialmente, e uma outra escova

dental de consistência ainda mais maleável e dentifrícios, para higiene do rebordo alveolar remanescente (Alfouzan *et al.*, 2021).

E ainda, devemos utilizar o bom senso quanto a abordagem sobre tecidos moles que apresentam uma delicadeza e fragilidade. Logo, uma escova mais macia é preferível para os tecidos alveolares para uma higienização mais eficiente e menos traumática. Embora os estudos científicos atuais, quanto ao tipo de escova dental a ser utilizada, deve ser específica para próteses removíveis e que estudos demonstram que não há diferença na eficácia da remoção de biofilme em diferentes marcas de escovas testadas (Guedes *et al.*, 2021; Nam *et al.*, 2021).

Estudos científicos demonstram que uma das desvantagens da escovação é aumentar a rugosidade e reduzir a dureza do material da base da prótese, visto que a resina utilizada para fabricação tem baixa resistência à abrasão favorecendo, desta forma, a adesão de microorganismo (Neves *et al.*, 2020; Guedes *et al.*, 2021).

Em relação ao produto utilizado, tanto o sabão neutro quanto o dentifrício podem ser empregados para a higienização destes aparelhos. No entanto, visando mais conforto e longevidade das PTs, pode-se associar estas duas soluções, sendo utilizado, primeiramente, o sabão neutro e, em seguida, o dentifrício (Chang *et al.*, 2021; Jung *et al.*, 2024).

Para embasar este tema, Carvalho *et al* (2023) investigaram o impacto de um método de higiene em próteses removíveis orais, analisando a rugosidade e a perda de massa de três marcas diferentes de dentes artificiais em acrílico: Trilux (Vipi, Pirassununga, Brasil), Artiplus (Dentsply, Petrópolis, Brasil) e Premium (Heraeus, Alemanha), antes e após um teste de escovação simulada por dois anos. Os achados indicaram que os dentes da marca Artiplus tornaram-se mais rugosos, enquanto os da marca Premium apresentaram maior perda de massa após o teste de escovação. Isso destaca a importância da manutenção adequada e da escolha de materiais de qualidade para garantir a durabilidade e a saúde das próteses dentárias. Além disso, ressalta-se a relevância da qualidade e frequência da escovação oral para a preservação dos aparelhos orais durante o uso diário.

Fouda *et al.* (2023) avaliaram a influência da escovação de próteses na rugosidade superficial, dureza e estabilidade de cor de materiais de base convencionais e através do método CAD-CAM. Foram pesquisados sete materiais diferentes para

bases de próteses: resina acrílica convencional polimerizada termicamente (controle), duas resinas digitais fresadas (AvaDent e IvoCad) e resinas digitais impressas (NextDent e FormLabs). Os corpos de prova foram construídos conforme instruções dos fabricantes e, posteriormente, submetidos à escovação simulada (20.000 ciclos). De acordo com o método de escovação, os espécimes foram divididos em três grupos: sem escovação, escovação com água e escovação com creme dental. A rugosidade superficial, dureza e alteração de cor foram avaliadas antes e após a escovação.

Como resultados foi observada diferença significativa entre a rugosidade superficial dos materiais testados antes e após a escovação da prótese ($p < 0,05$), sendo que a resina digital fresada apresentou os menores valores para a rugosidade. Já a escovação da prótese com água aumentou, significativamente, a rugosidade da resina termopolimerizável ($p = 0,004$) e da resina digital fresada IvoCad ($p = 0,032$), enquanto a escovação com creme dental não apresentou aumento significativo. No entanto, os protocolos de escovação não alteraram a dureza dos materiais testados, exceto a resina termopolimerizável ($p = 0,001$) como também, a estabilidade da cor destes materiais testados apresentou resultados semelhantes, em todos os protocolos de escovação (Fouda *et al.*, 2023).

As propriedades testadas apresentaram variações entre os tipos de resinas para bases de próteses. E ainda, a dureza e a estabilidade de cor das resinas CAD-CAM e de base de prótese termopolimerizável formada não foram alteradas pela escovação e mostraram resultados comparáveis com ambos os métodos de escovação. Logo, eles concluíram que a rugosidade superficial foi a única propriedade que apresentou alteração após a escovação das próteses (Fouda *et al.*, 2023).

Alfouzan, *et al.* (2022) avaliaram a rugosidade superficial (Ra) de resinas acrílicas digitais, impressas após termociclagem e escovação mecânica, utilizando dois materiais protéticos impressos em 3D (DentaBASE e Dentadura 3D+) e um convencional de polimetilmetacrilato (PMMA).

Como resultados, eles identificaram que a prótese 3D+ apresentou maior média de Ra ($1,15 \pm 0,28 \mu\text{m}$), seguida por PMMA ($0,99 \pm 0,50 \mu\text{m}$) e DentaBASE ($0,81 \pm 0,24$). A diferença na média de Ra entre os materiais não foi, estatisticamente, significativa ($P = 0,08$). Dentre as diferentes bebidas utilizadas na termociclagem, o maior Ra foi observado para amostras imersas em suco de limão ($1,06 \pm 0,40 \mu\text{m}$) seguido de coca cola ($1,04 \pm 0,46 \mu\text{m}$) e café ($0,98 \pm 0,40 \mu\text{m}$), respectivamente

(Alfouzan *et al.*, 2022).

Eles puderam concluir que a rugosidade superficial das resinas para próteses dentárias impressas em 3D foi comparável à das resinas convencionais de PMMA. A prótese 3D+ demonstrou a maior rugosidade média, seguida pelo PMMA e DentaBASE (Alfouzan *et al.*, 2022).

Quando pesquisamos o efeito da escovação com escova/dentífrício na variação do peso e nas propriedades superficiais de quatro resinas acrílicas (convencional por calor, alto impacto, CAD/CAM e resinas de poliamida), estas foram submetidas a ciclos de escovação (50.000 ciclos) (Chang *et al.*, 2021).

Após a escovação, o peso da resina de poliamida aumentou, significativamente; foram observadas perdas de peso significativas para resinas convencionais de cura por calor e de alto impacto, mas nenhuma para a resina CAD/CAM. A rugosidade superficial de cada grupo aumentou, significativamente, devido ao desgaste causado pela escovação dentária. A variação de peso e rugosidade superficial não foram afetadas pela dureza. Nossos resultados sugeriram que os materiais de base das próteses se deterioraram após a escovação com creme dental, em que a resina de poliamida exibiu níveis mais baixos de abrasão (Chang *et al.*, 2021).

Em outro estudo bastante relevante, Çakmak, *et al.* (2022) apresentaram como objetivo de seu estudo *in vitro* a comparação do efeito da escovação simulada, a rugosidade da superfície (Ra) e a capacidade de coloração de materiais à base de próteses.

Foram realizados quarenta espécimes, em forma de disco, sendo preparados a partir de três resinas CAD-CAM para bases de próteses (AvaDent, AV; Merz M-PM, M-PM e Polident d.o.o, Poli) e uma resina de polimetilmetacrilato termopolimerizada (Promolux, CV). Os valores de rugosidade das amostras foram medidos usando um perfilômetro sem contato, após o polimento convencional. As escalas de cores também foram medidas sobre um fundo cinza, com um espectrofotômetro (Çakmak *et al.*, 2022).

Como resultado, o intervalo de tempo teve um efeito, significativo, na Ra ($p < 0,001$), pois os ciclos de escovação resultaram em valores mais elevados de rugosidade ($p < 0,001$). A interação entre o tipo de material e o intervalo de tempo foi significativa para as diferenças de cores ($P = 0,016$). A única diferença, significativa,

nos valores de diferença de cores foi observada entre M-PM e CV, após a conclusão de todos os tratamentos ($P = 0,029$) (Çakmak *et al.*, 2022).

Os autores concluíram que a escovação aumentou a rugosidade de todos os materiais, quando comparada com o valor basal. Todos os materiais apresentaram manchabilidade semelhante, ao longo dos processos de escovação e capacidade de coloração de materiais. No entanto, a resina para base de prótese total M-PM CAD-CAM sofreu uma maior mudança de cor, após a conclusão de todos os tratamentos, quando comparada com a resina para base de prótese convencional. Todas as alterações de cor podem ser consideradas, clinicamente pequenas, considerando os limiares de perceptibilidade e aceitabilidade relatados podendo, todos os materiais, serem utilizados de maneira satisfatória (Çakmak *et al.*, 2022).

Reafirma-se, assim, o efeito da escovação em processos físicos, biológicos e estéticos, ao longo dos processos de higienização de PTs e a sua utilidade, desde que seja apropriada e com as corretas substâncias responsáveis para a sua execução (Neves *et al.*, 2020; Cankaya; Yurdakos; Kalabay, 2020; Alfouzan *et al.*, 2021).

3.4.2 Métodos de higiene química

A manutenção de próteses totais removíveis envolve o uso de hipoclorito de sódio em concentrações de 1% ou 2%, com imersão por até 15 minutos. Esse método, embora eficaz, requer cuidado devido à corrosividade do hipoclorito de sódio, que pode danificar as próteses. Além disso, a irradiação por microondas também é uma opção, embora menos comum devido ao custo do equipamento (Al-Dwairi *et al.*, 2020; Cankaya *et al.*, 2020; Neves *et al.*, 2020; Alfouzan *et al.*, 2021; Guedes *et al.*, 2021; Alkaltham *et al.*, 2023).

Outros produtos químicos, como peróxidos e clorexidina, são utilizados para higienização. Os peróxidos alcalinos, por exemplo, são eficazes na remoção de resíduos orgânicos, mas seu uso requer precaução, devido ao potencial de lesão oral se caso não seja enxaguado corretamente. Já a clorexidina, apesar de sua eficácia antimicrobiana, pode causar alterações na superfície das próteses e pigmentação dos dentes (Cankaya *et al.*, 2020; Alfouzan *et al.*, 2021; Guedes *et al.*, 2021).

O método de higiene química tem como objetivo remover os microrganismos presentes nas próteses totais. Em um estudo conduzido por Jung *et al.* (2024) foi

investigada a adesão de *Candida albicans* em diferentes tipos de bases de resina acrílica. Para isso foram utilizadas amostras de quatro grupos de materiais: PMMA convencional polimerizado termicamente, resina acrílica digital fresada pelo CAD-CAM, resina de metacrilato digital impressa em 3D pelo CAD-CAM e resina de uretano dimetacrilato digital, impressa pelo CAD-CAM. Essas amostras passaram por um processo de envelhecimento térmico, simulado por períodos de 0, 1 ou 2 anos (Silva *et al.*, 2023; Alqarawi *et al.*, 2024).

Os resultados da análise não mostraram diferenças, significativas, com base no tipo de resina acrílica ou no tempo de envelhecimento térmico ($p = 0,344$ e $p = 0,091$, respectivamente). Isso sugere que a fixação de *Candida albicans* nas próteses totais não foi afetada, de forma substancial (Jung *et al.*, 2024).

No entanto, quanto as altas adesões iniciais deste microrganismo na base da resina acrílica digital fresada pelo CAD-CAM e na base de resina de metacrilato de uretano digital impressa pelo CAD-CAM foi observada uma diferença, significativa, entre os grupos 0 e 2 anos ($p = 0,004$), ou seja, entre o menor e maior tempo de envelhecimento térmico (Jung *et al.*, 2024).

Os autores não encontraram diferenças significativas na adesão de *C. albicans* pré ou pós-envelhecimento térmico, independentemente da técnica de fabricação e combinação de materiais. As resinas impressas e fresadas em 3D mostraram-se comparáveis ao PMMA polimerizado por calor, em sua capacidade de aderência de *C. albicans* e nas características de superfície após o envelhecimento. Isso sugere que o risco de pacientes desenvolverem estomatite protética pode não estar, diretamente, ligado ao tipo de resina acrílica ou ao método de fabricação utilizado. Portanto, a ocorrência de patologias orais parece estar mais relacionada a fatores biológicos, higiênicos e à saúde geral do paciente (Jung *et al.*, 2024).

A adesão de microrganismos sendo a mais comum a *Candida albicans* à base de dentadura é menor nas superfícies lisas (acabadas e polidas) do que nas superfícies rugosas. O polimento mecânico promove valores de rugosidade superficial e solubilidade, significativamente menores que o químico, e que o polimento químico promove maior sorção inicial de água (Guedes *et al.*, 2021).

Assim, superfícies rugosas promovem nichos, onde microrganismos são protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene bucal, enquanto

superfícies mais polidas, o quanto possível, são as mais desejáveis em termos de limpeza e redução de infecção bacteriana, pois reduzem a retenção de microrganismos na superfície da resina acrílica, após um procedimento de limpeza convencional (Jung *et al.*, 2024).

Ainda sobre microrganismos presentes em PTs, Di Fiori *et al.* (2021) estudaram a resistência flexural e adesão de *Lactobacillus salivarius* (LS), *Streptococcus mutans* (SM) e *Candida albicans* (CA) nas resinas acrílicas termopolimerizáveis, resina digital fresada CAD-CAM, resina PMMA polimetilmetacrilato digital impressa.

Os valores médios de força flexural final foram $80,79 \pm 7,64$ MPa para resina termopolimerizável, $110,23 \pm 5,03$ para resina digital fresada e de $87,34 \pm 6,39$ MPa para resina digital impressa 3D. Os valores médios de Deformação Flexural foram $4,37 \pm 1,04\%$ para termopolimerizável, $4,71 \pm 0,62\%$ para digital fresada e $6,19 \pm 0,13\%$ para digital impressa 3D. Os valores médios do módulo flexural foram 2.542 ± 301 MPa para termopolimerizável, 3.435 ± 346 MPa para resina digital fresada e 2.371 ± 197 MPa para resina digital impressa 3D. A resina digital fresada apresentou o menor valor médio de resistência ($0,29 \pm 0,16$ μm) antes do polimento e na adesão bacteriana, após 90 minutos de incubação. O valor da resistência e a adesão microbiana não foram diferentes entre os grupos após o polimento e 16 horas de incubação, respectivamente (Di Fiori *et al.*, 2021).

Eles concluíram que o grupo das resinas digitais fresadas apresentou a melhor resistência flexural, com exceção da deformação flexural e menor rugosidade antes do polimento e adesão bacteriana após 90 minutos de incubação. Todos os PMMAs testados apresentaram rugosidade superficial semelhante, na sequência do polimento e adesão microbiana após 16 horas de incubação (Di Fiori *et al.*, 2021).

Já Meirowitz *et al.* (2021), ao estudar a adesão de microrganismos, pesquisaram as resinas termopolimerizáveis, as resinas autopolimerizáveis, resinas digitais fresadas CAD-CAM e resinas digitais impressas 3D. Eles puderam concluir que a adesão de biofilme no grupo confeccionado com resina autopolimerizável foi maior que na resina termopolimerizável ($p < 0,001$), enfatizando o conceito da maior rugosidade encontrada em superfícies com maior quantidade de monômeros residuais e, consequentemente, maior porosidade.

Ainda neste estudo de Meirowitz *et al.* (2021), a adesão de biofilme na resina

produzida por impressão 3D foi maior que nas resinas termopolimerizáveis, com menor adesão verificada nas resinas para fresagem CAD-CAM ($p < 0,001$) ao longo do tempo, tanto nos grupos controle, que utilizaram resina termopolimerizável, como nos grupos-teste, que utilizaram fresagem CAD-CAM. Eles puderam concluir que o grupo de resinas para fresagem apresentou menores valores de liberação de monômero em todos os tempos de avaliação e estando em relação direta com a quantidade de rugosidade superficial.

3.4.3 Métodos de higiene mecânica e química

Os métodos de higiene mecanoquímica para próteses totais envolvem a combinação de técnicas de limpeza mecânica e o uso de produtos químicos específicos. Esses métodos são projetados para remover, efetivamente, resíduos de alimentos, placa bacteriana, biofilme da superfície da prótese, garantindo sua limpeza e higiene adequada, além de uma maior longevidade, maior conforto durante o uso e estética do próprio aparelho (Neves *et al.*, 2020; Guedes *et al.*, 2021; Nam *et al.*, 2021; Alfouzan *et al.*, 2021).

Logo, os métodos de higiene mecanoquímica são uma parte importante da manutenção adequada das próteses totais, garantindo sua durabilidade e preservando a saúde bucal do paciente. É essencial seguir as orientações do dentista ou protesista para escolher os produtos e técnicas de limpeza mais adequados às necessidades individuais (Cankaya *et al.*, 2020; Neves *et al.*, 2020; Alfouzan *et al.*, 2021).

Outro importante estudo realizado foi o dos autores Çakmak *et al.* (2022). Eles avaliaram o efeito da escovação simulada e da desinfecção química, através do método combinado para a determinar a rugosidade da superfície e estabilidade de cor de materiais para base de prótese CAD-CAM e pela técnica termicamente ativada. As amostras em forma de disco ($\varnothing 10\text{mm} \times 2\text{ mm}$) foram preparadas a partir de 3 resinas (*AvaDent*, *Ava*; *Merz M-PM*, *Merz*; *Polident d.o.o*, *Poli*) e uma resina de polimetilmetacrilato termicamente ativada (*Promolux*, *Conv*).

Após o polimento foram medidas a rugosidade superficial inicial (R_a) e a escala de cor. As medidas foram repetidas, após 20.000 ciclos de escovação simulada, e os espécimes foram divididos em 3 grupos, de acordo com o protocolo de desinfecção (água destilada, hipoclorito de sódio (NaOCl) 1% e comprimido efervescente). Foram

realizados nove ciclos de limpeza, durante um período de 20 dias, e as medidas de rugosidade e de cor foram medidas novamente (Çakmak *et al.*, 2022).

Eles obtiveram como resultado que a escovação não afetou os valores de rugosidade dos materiais testados ($P \geq 0,08$), tanto antes quanto depois da escovação. No entanto, para efeito comparativo entre as resinas, *Merz M-PM*, *Merz* e *Promolux*, *Conv* tiveram valores de rugosidades mais elevados que *Polident d.o.o*, *Poli* e *AvaDent*, *Ava* ($P < 0,001$) (Çakmak *et al.*, 2022).

Entre os desinfetantes, o comprimido efervescente que apresentou menor valor de rugosidade foi *Merz M-PM*, *Merz* ($P = 0,003$) e o maior valor de Ra para *Polident d.o.o*, *Poli* ($P \leq 0,039$). Apenas o NaOCl resultou diferenças, significativas, entre a rugosidade dos materiais ($P < 0,001$), já que *Merz M-PM*, *Merz* e *Promolux*, *Conv* apresentaram valores de rugosidade mais elevados que *Polident d.o.o*, *Poli* ($P \leq 0,002$). Medidas repetidas utilizando o teste ANOVA revelaram que a desinfecção com os comprimidos efervescentes em *Merz M-PM* *Merz* apresentou valores de Ra mais baixos do que aqueles convencionais e após a escovação ($P \leq 0,042$) (Çakmak *et al.*, 2022).

Após a escovação, *AvaDent*, *Ava* e *Promolux*, *Conv* apresentaram valores de diferenças de cores mais elevados, em comparação com *Merz* e *Poli* ($P \leq 0,015$). Quando comparado com outros protocolos de desinfecção, o comprimido efervescente alcançou valores mais elevados de cores para *Merz* e *Poli* ($P < 0,001$). Diferenças, significativas, foram observadas entre os materiais quando o NaOCl foi utilizado (Çakmak, *et al.* 2022).

Eles puderam concluir que a escovação não aumentou a rugosidade superficial dos materiais. No entanto, o efeito do protocolo de desinfecção para a rugosidade da superfície variou, como também, o efeito da escovação para a cor dos materiais. As cores da *AvaDent*, *Ava* e do *Promolux*, *Conv* foram mais afetadas pela escovação do que os outros materiais. A estabilidade da cor dos materiais variou, dependendo do protocolo de desinfecção, sendo que o comprimido efervescente causou maior alteração de cor com *Merz M-PM*, *Merz* e *Polident d.o.o*, *Poli* em comparação com outros desinfetantes (Çakmak, *et al.* 2022).

3.5 PRÓTESES TOTAIS COMPUTADORIZADAS PELO MÉTODO DIGITAL

A evolução do CAD/CAM na confecção de próteses totais representa um marco significativo

na odontologia digital, revolucionando o processo de diagnóstico, planejamento e fabricação de próteses removíveis. O surgimento da tecnologia CAD/CAM no campo das próteses totais, iniciou nos anos 2000, sendo os sistemas como 3Shape, Exocad, e Amann Girrbach começaram a oferecer módulos específicos para o design de próteses totais. As primeiras tentativas inicialmente, o processo envolvia a digitalização dos modelos físicos e a fresagem de bases de prótese (Perea-Lwery *et al.*, 2021).

Com isso, a tecnologia computadorizada digital apresentou grande avanço na Reabilitação Oral. Isto ocorreu em decorrência de grandes investimentos nesta área, como também, através das pesquisas científicas que buscam explicações e entendimento quanto aos melhores protocolos clínicos, necessários para os tratamentos de cada subárea (Russo *et al.*, 2020; Perea-Lwery *et al.*, 2021).

Neste sentido, por meio destes recursos informatizados, o CAD-CAM apresentou suas nuances em estabelecer os aparelhos e maquinários necessários ao desenvolvimento de um trabalho quase robótico. Por este meio, o desenho das reabilitações pode ser construído a partir de modelos digitalizados, obtidos pelo método direto, que consiste em escanear a cavidade oral e adquirir este trabalho específico escaneado (CAD), enquanto o método indireto é realizado quando ocorre o escaneamento de uma impressão analógica, utilizando materiais de moldagem, ditos elastômeros ou modelo de trabalho (Sulaiman, 2020; Russo *et al.*, 2020; Kim *et al.*, 2021).

O CAD obtido, analógico ou digital, é convertido em arquivos de extensão *Standard Tessellation Language* (STL), um formato compatível com o *software* do computador, proporcionando maior eficiência, conveniência, durabilidade e economia de espaço para o caso reabilitador, se existiu a possibilidade desta atividade ser realizada através do método digital, pois existem alguns casos difíceis como, por exemplo, um rebordo totalmente edêntulo inferior, em que há uma necessidade de uma moldagem analógica, ainda pela deficiência da captação da imagem pelo scanner (Russo *et al.*, 2020; Scotti *et al.*, 2020).

As duas primeiras empresas a comercializar próteses CAD-CAM foram a *Avadent* e a *Dentca*, cada uma adotando uma abordagem diferente de fabricação (fresagem e impressão 3D, respectivamente). Com o interesse e a popularidade da fabricação de próteses totais por métodos computadorizados aumentando, outras empresas vêm desenvolvendo sua própria tecnologia e os protocolos estão ficando cada

vez mais auto-explicativos e os profissionais altamente qualificados e especializados (Kim *et al.*, 2021; Gad *et al.*, 2022a).

Dessa maneira, diante da diversidade de marcas comerciais e protocolos de fabricação, ainda se apresenta um vasto caminho de desenvolvimento de materiais e de estudos para conhecer melhor os materiais utilizados, contemporaneamente, para a confecção de próteses totais, por meio da tecnologia digital, demandando a importância por mais pesquisas que ampliem o conhecimento sobre todos esses fatores envolvidos (Sulaiman, 2020; Perea-Lowery *et al.*, 2021).

Entretanto, uma vez que esses moldes digitalizados necessitam ser convertidos em 24 modelos reais para diagnóstico ou para confecção de dispositivos, a impressão tridimensional permite produzir modelos reais e, a partir dos dados digitais, realizaram um estudo *in vitro* avaliando o ajuste, comparando PTs fabricadas por técnicas digitais, termopolimerização, polimerização por injeção de material termoplástico, dentre outras (Kim *et al.*, 2021).

Usando uma abordagem computadorizada envolvendo superfícies de escaneamento e sobrepondo imagens para determinar o grau de desajuste, eles mostraram que os métodos de produção digitais obtiveram resultados de adaptação mais precisos, quando comparados com métodos convencionais. Os padrões de trabalho odontológico podem ser importados através do escaneamento de vários campos protéticos ou usando resultados de imagem computadorizadas (tomografia computadorizada de feixe cônico), abrindo a possibilidade para realização de restaurações protéticas “chairside”, sem a necessidade de terceirização de serviços por laboratórios dentários (Russo *et al.*, 2020; Sulaiman, 2020; Perea-Lowery *et al.*, 2021).

Uma das vantagens mais significativas das PTs fabricadas por tecnologia CAD-CAM consiste em permitir o registro e a transferência de informações clínicas, com o mínimo de visitas clínicas para produzir próteses de alta qualidade e alto desempenho que restabelecem a função, a estética e a fonética do paciente. Comparado com o método convencional de fabricação de PTs que envolve, pelo menos, 5 visitas clínicas, os resultados sugerem uma redução, considerável, no número total de consultas necessárias, possibilitando a oferta de métodos de tratamento mais econômicos e polimerizados sob “alta pressão e calor” (Scotti *et al.*, 2020; Sulaiman, 2020).

De acordo com estudos científicos sobre este tema, uma discrepância aceitável

de modelos de diagnóstico é da ordem de 0,30mm e os modelos fabricados com impressoras 3D atendem a esse requisito. Em tratamentos protéticos, os sistemas de digitalização computadorizada e de impressão 3D se apresentam com vistas a substituir, amplamente, as técnicas tradicionais de produção de próteses (Russo *et al.*, 2020; Scotti *et al.*, 2020; Ellakany; Aly; Al-Harbi, 2022).

No que diz respeito ao custo-efetivo de fabricação de próteses digitais, algumas variáveis precisam ser observadas, bem como o tempo de cadeira, custo de materiais e máquinas, de maneira que é preciso considerar a possibilidade de redução no tempo total do tratamento, através da utilização das tecnologias digitais (Gad *et al.*, 2022a).

Em relação ao tratamento de rebordos edêntulos totais utilizando esta modalidade digital, próteses totais fresadas demonstraram resultados, significativamente, melhores em comparação com as técnicas convencionais de fabricação para o critério tempo clínico de atendimento e também, devido ao fato de que os dados não foram conclusivos para os outros aspectos clínicos avaliados, sendo um dos fatores mais importantes da tecnologia CAD-CAM para a fabricação de PTs a possibilidade de sua instalação em apenas duas sessões clínicas, com as moldagens funcionais, o registro das Relações Maxilo Mandibulares (MMR) e a seleção dos dentes executadas ainda na primeira sessão, reduzindo tempo clínico e laboratorial (Ellakany; Aly; Al-Harbi, 2022).

Os estudos *in vitro* identificados para análises físicas, biológicas e mecânicas destacaram as melhores propriedades das fresadas, como a redução da liberação de monômero residual, menor rugosidade superficial e melhor adaptação (Baba *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020; Alfouzan *et al.*, 2022; Casucci *et al.*, 2023; Jung *et al.*, 2024).

No entanto, os processos de fabricação CAD-CAM, produzidos por impressão, mostraram propriedades mecânicas e biológicas aquém dos resultados apresentados pelas bases de próteses produzidas por fresagem. No entanto, em algumas situações, as bases impressas mostraram resultados comparáveis às bases convencionais e nos limites, clinicamente, aceitáveis para a rugosidade superficial e resistência mecânica, efetivando também o processo digital impresso (Meirowitz *et al.*, 2021; Çakmak *et al.*, 2022; Alfouzan *et al.*, 2022).

Logo, estes novos materiais odontológicos utilizados para a fabricação destes aparelhos precisam ser ainda mais pesquisados a fim de que esclareçam suas

particularidades, para que possamos utilizar com segurança estes processos técnicos computadorizados para tratamento reabilitador oral (Peroz *et al.*, 2021).

Além disso, este tipo de tratamento reabilitador oral, utilizando a tecnologia CAD-CAM, apresenta inúmeras características quanto ao seu uso, desde a novos protocolos clínicos, número de consultas, satisfação dos pacientes quanto a forma de abordagem deste tratamento e qualidade dos aparelhos fabricados e utilizados pelos indivíduos que também precisam ser mais bem esclarecidos e efetivados (Freitas *et al.*, 2023).

Com isso, alguns parâmetros relacionados ao sucesso e longevidade destes materiais devem ser pesquisados como: a rugosidade superficial e sua resistência flexural, aspectos bastante importantes relacionados, diretamente, à sua utilização, preservação e eficácia (Çakmak *et al.*, 2022; Carvalho *et al.*, 2023; Choi *et al.*, 2024; Jung *et al.*, 2024; Sartori *et al.*, 2024).

Figura 2. Prótese total convencional, confeccionada com Resina Acrílica Termopolimerizável Vipi Cril, Vipi.



Fonte: Curso de Especialização em Prótese Dentária POSDOC em Teresina, PI, Brasil no período de 2018 a 2020.

Figura 3. Prótese Total Digital CAD-CAM, confeccionada com resina acrílica impressa *Base* de PT *PrintaX BB Base* (Ribeirão Preto, SP, Brasil).



Fonte: Imagem cedida pelo TPD Sérgio Ferreira.

Figura 4. Prótese Total Digital CAD-CAM fresada, realizada com disco de PMMA compactada monolítico multicolor *Ivotion*, *Ivoclar Vivadent*. São Paulo, SP, Brasil.



Fonte: Imagem cedida pelo TPD Sérgio Ferreira.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 LOCAL DA PESQUISA

Esta pesquisa foi realizada no laboratório da Pós-Graduação do curso de Odontologia da Universidade Federal do Ceará, campus Fortaleza, no período de fevereiro de 2023 a setembro de 2024.

4.2 MATERIAIS

Os materiais odontológicos e instrumentos utilizados nesta pesquisa científica encontram-se listados nos quadros 1 e 2:

Quadro 1. Instrumentos e materiais odontológicos utilizados no experimento.

TIPO	MARCA COMERCIAL	LOCAL DE FABRICAÇÃO
Água destilada	Iodontosul	São Paulo, SP, Brasil
Béquér	Cremer	São Paulo, SP, Brasil
Caneta preta esferográfica	3M	São Paulo, SP, Brasil
Cera 7	Asfer	São Paulo, SP, Brasil
Cera Utilidade	Lysanda	São Paulo, SP, Brasil
Dentifrício	Colgate	São Paulo, SP, Brasil
Escova dental	Descart	São Paulo, SP, Brasil
Escova de pelo	3M	São Paulo, SP, Brasil
Espátula para gesso	Nova OGP	São Paulo, SP, Brasil
Gesso Pedra Branco Especial	Zero Flask-Dentona	São Paulo, SP, Brasil
Gesso pedra comum	Asfer	São Caetano, SP, Brasil
Hipoclorito de Sódio a 1%	Asfer	São Caetano, SP, Brasil
Grau de Borracha	Nova OGP	São Paulo, SP, Brasil
Lixa d'água de granulação 400, 600, 1000 e 2000	3M	São Paulo, SP, Brasil
Papel Toalha	Snob	Passo Fundo, RS, Brasil
Pedra-pomes	3M	São Paulo, SP, Brasil
Pedra Silicone	3M	São Paulo, SP, Brasil
Potes de Plástico Hermético	Premium	São Paulo, SP, Brasil
Refrigerante	Coca Cola	São Paulo, SP, Brasil
Resina Acrílica Vipi Block	Vipi	Pirassununga, SP, Brasil
Resina Acrílica Prizma 3D Bio Denture	MakerTechlabs	Tatuí, SP, Brasil
Resina Acrílica Vipi Cril Plus	Vipi	Pirassununga, SP, Brasil

(Continuação)

TIPO	MARCA COMERCIAL	LOCAL DE FABRICAÇÃO
Resina Acrílica Vipi Cril Plus	Vipi	Pirassununga, SP, Brasil
Roda de Pano	3M	São Paulo, SP, Brasil
Seringa hipodérmica de 20 mL	Cremer	São Paulo, SP, Brasil
Silicona de adição Silic One	FGM	São Paulo, SP, Brasil
Silicona ZetaLab-ZetaPlus	Zermack	São Paulo, SP, Brasil

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

Quadro 2. Tipos e marcas comerciais das resinas acrílicas pesquisadas.

TIPOS DE RESINA ACRÍLICA	MARCA COMERCIAL	LOCAL DE FABRICAÇÃO
Resina Acrílica Vipi Block	Vipi	Pirassununga, SP, Brasil
Resina Acrílica Prizma 3D Bio Denture	MakerTechlabs	Tatuí, SP, Brasil
Resina Acrílica Vipi Cril Plus	Vipi	Pirassununga, SP, Brasil

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

As amostras de resina acrílica confeccionadas para este experimento foram submetidas aos ciclos de higienização mecânica e/ou química, estabelecidos através de subgrupos descritos no quadro abaixo.

4.2.1 Subgrupos do experimento

Quadro 3. Subgrupos do experimento.

Subgrupos	Tipos de Resinas Acrílicas e Marca Comercial	Tipos de Métodos de Higiene
1	Resina Acrílica Vipi Cril Plus-Vipi	Mecânico (ciclos de escovação)
2	Resina Acrílica Vipi Cril Plus-Vipi	Mecânico e Químico (ciclos de escovação e Imersão com Hipoclorito a 1%)
3	Resina Acrílica Prizma 3D Bio Denture-MakerTechlabs	Mecânico (ciclos de escovação)
4	Resina Acrílica Prizma 3D Bio Denture-MakerTechlabs	Mecânico e Químico (ciclos de escovação e Imersão com Hipoclorito a 1%)
5	Resina Acrílica Vipi Block-Vipi	Mecânico (ciclos de escovação)

6	Resina Acrílica Vipi Block-Vipi	Mecânico e Químico (ciclos de escovação e Imersão com Hipoclorito a 1%)
---	---------------------------------	---

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

4.3 CÁLCULO AMOSTRAL

Dimensionamentos realizados considerando tamanho da amostra de 10 ($n=10$) e calculando o tamanho do efeito mínimo detectável com poder de 80% e nível de significância de 5%, considerando todos os grupos, ou seja, incluindo os grupos sem processo de higienização. O tamanho da amostra de 10 corpos de prova em cada grupo, totalizando 60 unidades experimentais, proporcionou poder do teste de, no mínimo, 80% ($\beta=0,20$) para os efeitos, principais tipos de resina e método de higiene, bem como para a interação entre eles (resina x método), com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$) e com tamanho de efeito mínimo detectável, $f=0,37$, classificado como grande. Os cálculos foram realizados no programa GPower (Cohen, 1992; Faul *et al.*, 2007).

4.4 PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.4.1 Dimensão das amostras

O tamanho dos corpos de provas foram de 10 mm de altura, 4,0 mm de largura e 2,0 mm de espessura, no qual foram determinadas de acordo com as dimensões compatíveis com os equipamentos utilizados.

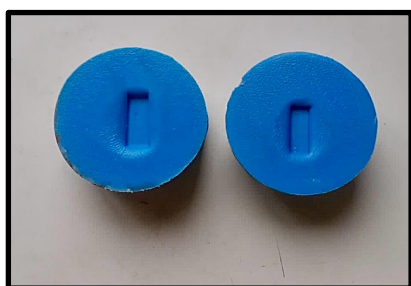
4.4.2 Fabricação das amostras

4.4.2.1 Corpo de Provas de resinas acrílicas termopolimerizáveis

Para a realização da fabricação das amostras termopolimerizáveis, um corpo de prova foi fabricado pelo processo digital-impresso e este serviu como um modelo padrão para a formação dos espécimes do tipo convencional (Atalay *et al.*, 2022).

Com isso, um molde da massa densa de silicona ZetaLab (ZetaPlus) (São Paulo, SP, Brasil) foi confeccionado, através de um recipiente do tipo garrafa de refrigerante, como mostra a figura 6 abaixo, em que a amostra padrão foi utilizada e determinada as dimensões espaciais dos corpos de prova da resina termopolimerizável *Vipi Cril Plus-Vipi* (Pirassununga, SP, Brasil). Assim, as amostras no método convencional foram fabricadas a partir destes moldes realizados, como mostra a figura 7 e a figura 8, as amostras em cera e em resina acrílica termopolimerizável (Atalay *et al.*, 2022).

Figura 6. Molde para a confecção das amostras termopolimerizável.



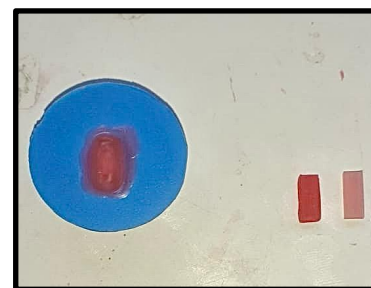
Fonte: Acervo do pesquisador

Figura 5. Tipo de padrão de cera 7 acomodado no molde.



Fonte: Acervo do pesquisador

Figura 8. Bastão de cera 7 e resina acrílica após a acrilização, sendo aplicadas no molde.



Fonte: Acervo do pesquisador

Para a acrilização das amostras em resina acrílica termopolimerizável, um padrão em cera 7 *Asfer* foi utilizado e incluído na mufla com gesso pedra justaposto (Atalay *et al.*, 2022) (Figura 9).

A proporção pó/líquido de resina acrílica utilizada foi a recomendada pelo fabricante e foi incluída na mufla com gesso pedra, branco especial levados à Prensa Hidráulica MAXX (*Hydraulic Press 3 TON*) para a sua acrilização (Casucci *et al.*, 2023).

Em seguida, o processo foi constituído para a aquisição das amostras termopolimerizáveis em que se iniciou com a inclusão do modelo de gesso tipo 2 interior da mufla e este gesso deve ser suficiente para envolver o modelo mantendo, no entanto, a base de prova livre de gesso. A quantidade de gesso adequada para fixar o modelo é de 100 gramas (Casucci *et al.*, 2023).

Em seguida, o conjunto composto pela cera foi colocado em um cozimento para derreter a cera, formando espaços necessários para a inserção da resina acrílica.

A resina acrílica termopolimerizável foi inserida na mufla, preenchendo os espaços deixados pela cera e a contra-mufla foi fechada para garantir a contenção e fixação do material.

A prensagem do conjunto foi colocada em uma prensa hidráulica para eliminar qualquer monômero residual e assegurar que a resina preenchesse adequadamente os moldes, eliminando excessos e bolhas de ar.

O conjunto foi imerso novamente em um banho-maria em água em ebulição e o processo de polimerização apresentou duração de 20 minutos. O resfriamento inicialmente a seco, por 30 minutos, permitiu que a resina se estabilizasse.

Em seguida, foi imerso por 15 minutos em água corrente para evitar qualquer choque térmico que pudesse causar deformações ou trincas das amostras. A contra-mufla e a mufla foram abertas com cuidado, e a resina acrílica foi retirada do conjunto (Gruber, *et al.* 2021; Shen, *et al.* 2021).

Figura 6. Padrão de cera sendo incluído na mufla com gesso justaposto.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Após a acrilização dos corpos de prova em resina acrílica termopolimerizável, o acabamento e polimento foram requeridos em todos os espécimes de resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril Plus- Vipi (Pirassununga, SP, Brasil), consistindo em lixa d'água de granulação 400, 600, 1000 e 2000 3M (São Paulo, SP, Brasil), por 10 segundos, pedra de silicone 3M (São Paulo, SP, Brasil), por 10 segundos, para acabamento, escova de pelo 3M (São Paulo, SP, Brasil) e pedra-pomes 3M (São Paulo,

SP, Brasil), por 10 segundos, roda de pano 3M (São Paulo, SP, Brasil) e pedra-pomes 3M (São Paulo, SP, Brasil), por 10 segundos, para lisura e brilho à superfície dos espécimes. Após esta etapa, todas as amostras foram limpas em água destilada Iodontosul (São Paulo, SP, Brasil), por 10 min e secas com papel toalha *Snob* (Passo Fundo, RS, Brasil). Em seguida, os espécimes foram imersos em água destilada Iodontosul (São Paulo, SP, Brasil), por 48 horas, para eliminação do monômero residual (Freitas *et al.*, 2023).

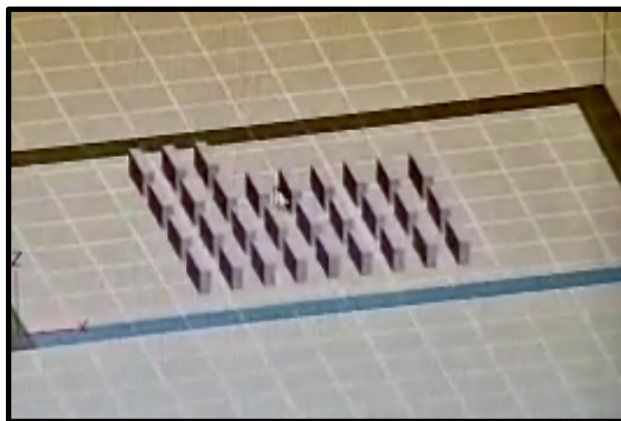
Todas as amostras da pesquisa foram submetidas ao mesmo protocolo de acabamento e polimento supracitado, no sentido de padronizar os procedimentos técnicos e laboratoriais (Gruber *et al.*, 2021).

4.4.2.2 Corpo de Provas das resinas acrílicas digitais impressas

Os corpos de prova impressos foram confeccionados através da impressora Hunter DLP 3D- Flashforge (Vitória, Hong Kong, China), no laboratório *Done 3D*, localizado em Ribeirão Preto, São Paulo, SP, Brasil.

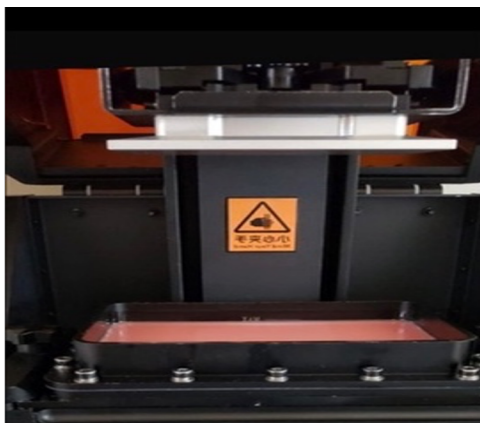
A medida padrão das amostras de resina acrílica da marca PRIZMA 3D BIO DENTURE - DLP/LCD–MAKERTECHLABS (Tatuí, São Paulo, SP, Brasil) foram fabricadas, configuradas pelo sistema do próprio equipamento e impressas pelo método computadorizado digital (Atalay *et al.*, 2022).

Figura 7. Amostras sendo planejadas para serem impressas na impressora Hunter DLP 3D- *Flashforge* (Vitória, Hong Kong, China).



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 11: Impressora Hunter DLP 3D- *Flashforge* (Vitória, Hong Kong, China) e a resina acrílica digital impressa Prizma 3D Bio Denture- MakerTechlabs.



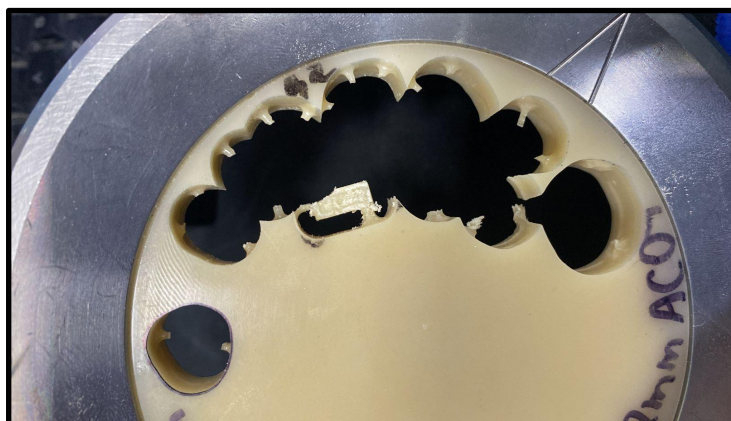
Fonte: Acervo do pesquisador.

4.4.2.3 Corpos de Provas das resinas acrílicas compactadas

Para a aquisição das amostras de resina acrílica compactada, primeiramente houve uma tentativa de constituir subgrupos de resinas digitais, utilizando a fresadora (CAM) *Dentisply Sirona* (São Paulo, SP, Brasil).

No entanto, não foi possível, pois as amostras possuíam dimensões incompatíveis para esta máquina, como mostra na figura abaixo, onde as amostras acabaram se destruindo, pela sua proximidade entre elas e a ponta fresadora, não sendo capaz de constituir estes corpos de prova nas dimensões estabelecidas para esta pesquisa, como mostra na Figura 12.

Figura 12 Disco de PMMA *Evolux Monocolor - Blue Dent* (Pirassununga, São Paulo, SP, Brasil), rompido na tentativa de constituir as amostras da resina acrílica com o processo digital fresado.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Para as amostras do grupo fresadas, discos de VIPI BLOCK- VIPI (Pirassununga, São Paulo, SP, Brasil) foram cortados no tamanho padrão com o uso de discos diamantados, montados em uma peça de mão elétrica, sob jato de água constante. Com isso, as amostras da dimensão correspondente foram extraídas de bloco de PMMA compactado, sendo ilustrado na Figura 13 abaixo (Freitas *et al.*, 2023).

Figura 13. Disco PMMA de resina compactada VIPI-BLOCK-VIPI (Pirassinunga, São Paulo, SP, Brasil) seccionado para o tamanho amostral.



Fonte: Acervo do pesquisador.

4.5 MÉTODOS

4.5.1 Processos

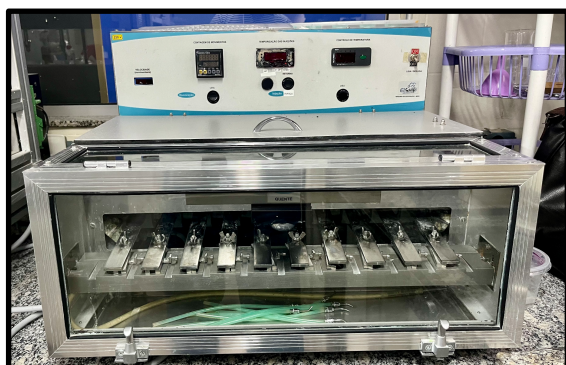
Para início do experimento, três amostras de cada tipo de resina acrílica foram mensuradas para se obter uma avaliação estatística sobre o experimento. Logo, os corpos de prova iniciais não foram submetidos a métodos de higienização (Carvalho *et al.*, 2023).

4.5.1.1 Higienização mecânica

As amostras de resinas acrílicas foram submetidas à máquina de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil) ilustrada na figura 14 e 15 (Carvalho *et al.*, 2023).

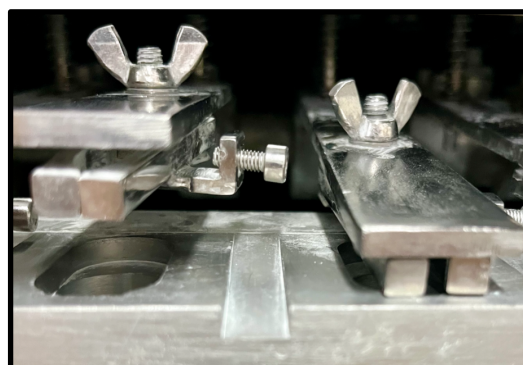
Seguindo as medições iniciais, todos os espécimes foram submetidos a esta máquina de escovação por 30.000 ciclos replicando, aproximadamente, 5 anos de limpeza das PTs, ou seja, fazendo com que as amostras fossem submetidas a grandes ciclos, durante o ensaio de higienização mecânica como um todo (Chang *et al.*, 2021).

Figura 8. Máquina de ensaio de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 15. Vista aproximada da máquina de ensaio de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).



Fonte: Acervo do pesquisador.

Cada ciclo de escovação consistiu em 2 pinceladas (movimento linear para frente e para trás) com frequência de 1,5Hz. A máquina de escovação foi programada para aplicar uma carga vertical de 200g, durante o movimento de dez escovas, com suas cerdas voltadas, diretamente, para a superfície da amostra (Alfouzan *et al.*, 2022; Campos *et al.*, 2023).

O ensaio foi realizado com carga axial constante em 200g, movimentos lineares sobre a superfície longitudinal das amostras e velocidade de 150 ciclos por minuto, de

acordo com a própria configuração do equipamento. Todo o ensaio foi em temperatura ambiente de 25°C (Fouda *et al.*, 2023).

Os corpos de prova foram devidamente posicionados em uma placa de acrílico, ilustrada na Figura 16, que em conjunto com uma massa densa de silicona de adição Silic One (São Paulo, SP, Brasil) foi fixada e marcada em posição para que as amostras estivessem devidamente posicionadas, para a realização do experimento, em Figura 17 abaixo (Carvalho *et al.*, 2023).

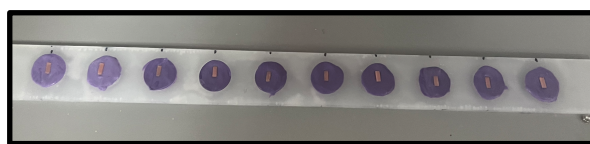
Uma vez preparada a placa de acrílico Savion (São Paulo, SP, Brasil) com as amostras, devidamente posicionadas, uma máquina de ensaio de escovação mecânica MSet (São Paulo, SP, Brasil) foi requerida com capacidade para dez amostras para cada ensaio (Campos, *et al.* 2023), utilizando escovas dentais, como mostra a Figura 18.

Figura 16. Matriz de acrílico Savion (São Paulo, SP, Brasil).



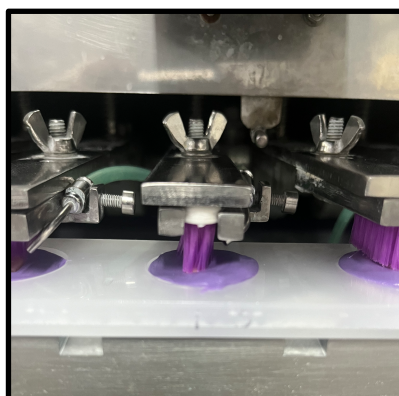
Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 17. Amostras posicionadas na matriz de acrílico Savion (São Paulo, SP, Brasil) com silicone de adição Silic One Savion (São Paulo, SP, Brasil) retendo o conjunto.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 18. Conjunto (matriz + amostra + silicone + escova) posicionada na máquina de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil).



Fonte: Acervo do pesquisador.

Para este ensaio de escovação, as amostras foram higienizadas através de escovas dentais padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil), com cerdas macias de 27 tufo, com consistência macia, medindo 170um de diâmetro e comprimento de 10mm (Figura 19). Foram cortadas com disco carborundum 22 x 0,12mm - American Burrs (São Paulo, SP, Brasil), como mostram as Figuras 20 e 21 e motor de peça reta Kavo (São Paulo, SP, Brasil). As cerdas foram então dispostas dentro da máquina de ensaio de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil) (Campos, *et al.* 2023).

Figura 9. Escova padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil) utilizada no experimento de forma íntegra antes de iniciar o processo de higiene.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 20. Delimitação para o corte da escova padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil) para a realização do ensaio de higiene mecânica.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 21. Escova padrão Descart (São Paulo, SP, Brasil) com marcação para seu corte para experimento.



Fonte: Acervo do pesquisador.

4.5.1.1.1 Soluções utilizadas

Para o ensaio de escovação mecânica supracitada, soluções de sabão neutro em barra, da marca Ypê (São Paulo, SP, Brasil), dentifrício da marca Colgate (São Paulo, SP, Brasil) e água destilada (Carvalho, *et al.* 2023) da marca Iodontosul (São Paulo, SP, Brasil) foram escolhidos para este fim (Alfouzan *et al.*, 2021; Çakmak *et al.*, 2022).

Eles foram escolhidos porque, segundo a literatura consultada, não há diferenças significativas entre o sabão neutro em barra e o dentifrício, logo eles foram utilizados em igual proporção (Alfouzan *et al.*, 2021; Çakmak *et al.*, 2022).

A concentração das soluções destas substâncias foi feita na proporção de 1,0g X 10mL para que estes líquidos pudessem ser mais bem utilizados durante o experimento. As medidas foram, devidamente, pesadas através da balança digital (Barueri, São Paulo, SP, Brasil) (Campos *et al.*, 2023).

As soluções de sabão neutro e dentifrícios foram dispostas em seringa descartável de 20mL, Cremer (São Paulo, SP, Brasil) e liberadas através de mangueiras instaladas na máquina de escovação MSet (São Paulo, SP, Brasil), de acordo com o acionamento do próprio sistema do equipamento (Campos *et al.*, 2023).

Estas soluções foram sendo liberadas durante 30 segundos, em intervalos de quatro minutos, durante todo o ciclo (Carvalho *et al.*, 2023).

4.5.1.1.2 Número de ciclos da higiene mecânica

O número de ciclos de escovação da pesquisa foi de 30.000 (Figura 22), sendo 15.000 (Figura 23), para ciclos realizados, utilizando a solução de sabão neutro (Figura 24) e os outros 15.000 ciclos para a solução, utilizando dentifrício (Figura 25), onde a máquina de escovação era parada para a troca das soluções, na seringa descartável, como mostra na Figura 22.

Em seguida, após 15.000 ciclos realizados, a referida máquina então era acionada para a sua atividade. Em média, o ciclo completo da máquina de escovação apresentou uma duração de 3,0 horas (Çakmak *et al.*, 2022).

Figura 10. Contagem de ciclos acionada em 30.000.



Fonte: Acervo do pesquisador.

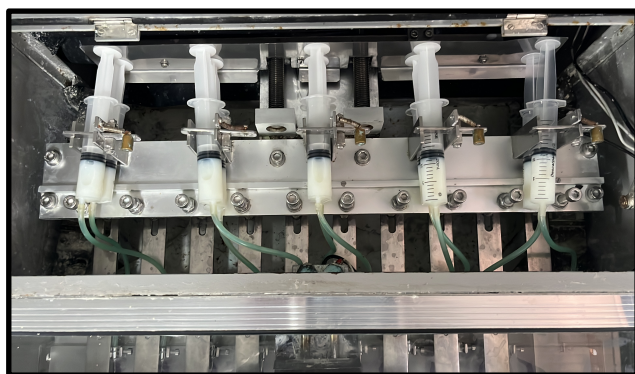
Figura 23. Contagem de ciclos aproximadamente em 15.000.



Fonte: Acervo do pesquisador.

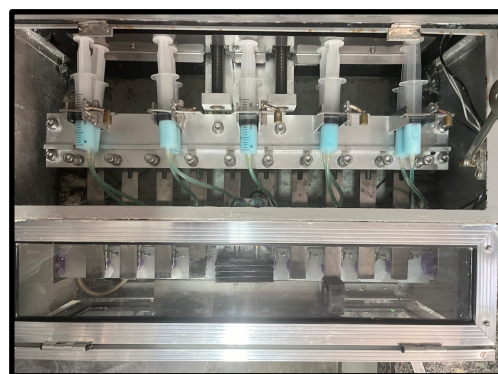
As etapas a serem realizadas para o ensaio da higienização mecânica serão as seguintes: 1) Adaptação e fixação com silicona de adição em uma placa de acrílica, posicionada dentro da máquina de escovação, e a inserção das amostras nesta matriz; 2) Adaptação das cabeças das escovas dentais, livres do cabo, para a máquina de escovação, propriamente dita e ajustamento do parafuso; 3) Inserção da solução de sabão neutro na máquina de escovação, dentro de uma seringa de 20mL; 4) Fixação placa acrílica, posicionada dentro da máquina de escovação com silicona de adição para evitar o deslocamento durante os ciclos; 5) Realização dos 15000 ciclos iniciais; 6) Troca das soluções, para a solução de dentifrícios; 7) Realização da segunda etapa dos 15000 ciclos; 8) Finalização do processo de higiene mecânica propriamente dita (Carvalho *et al.*, 2023).

Figura 11. Seringas descartáveis e 20ml instaladas na máquina com solução de sabão neutro.



Fonte: Acervo do Pesquisador.

Figura 25. Seringas descartáveis e 20ml instaladas na máquina com solução de dentifrício.



Fonte: Acervo do Pesquisador.

4.5.1.2 Higienização química

Para este processo foi utilizado o hipoclorito de sódio a 1% (Solução de Milton) da marca nacional (Asfer, São Caetano, SP, Brasil), em que as amostras de resina acrílica foram submersas por 8 horas em béqueres RBR Química (São Paulo, SP, Brasil) de 200mL, simulando um protocolo semanal durante 365 dias (Paranhos *et al.*, 2013).

Logo, a imersão foi realizada para simular o uso semanal do NaOCl, durante 365 dias ou um ano, correspondendo a 8 horas contínuas de imersão (Paranhos *et al.*, 2013).

Após a imersão, os espécimes foram enxaguados em água corrente, por 10 segundos, secos e armazenados em béqueres com água destilada a 23 ± 2 °C, durante 24 horas (Davi *et al.*, 2010).

4.5.2 Tipos de análises

As análises das propriedades mecânicas destas amostras, para este experimento foram as seguintes: Rugosidade e Resistência flexural (Aguirre *et al.*, 2020; Al-Dulaijan *et al.*, 2020).

Para esta pesquisa foram mensuradas, nestas análises (rugosidade e resistência flexural), três amostras de cada tipo de polímero (resina termopolimerizável, digital-impressa e compactada), sendo necessária esta etapa para compararmos se existiu alguma diferença, significativa, entre as amostras pesquisadas após a utilização destes processos mecânicos (Di Fiore *et al.*, 2021).

4.5.2.1 Rugosidade

Inicialmente, a rugosidade de superfície foi mensurada através de um rugosímetro Hommel Tester (T1000, Santo André, São Paulo, Brasil) (Figuras 25 e 26), programado para mover uma ponta de diamante ($5\mu\text{m}$ de raio) (Figuras 27 e 28), com carga constante, pela superfície de cada espécime de 0,25, seguindo um trajeto retilíneo de 1,5mm de comprimento, durante dez segundos (Figura 29). Através deste aparelho, foram observados a rugosidade, em termos de imagem, o perfil e o valor da medição destes corpos de prova (Çakmak *et al.*, 2022).

As amostras de resinas acrílicas foram acopladas na base do aparelho e mensuradas suas rugosidades, através da superfície destes polímeros. Em seguida, as amostras foram mensuradas, através de três leituras distantes entre si em 1mm, centro, direita e esquerda e cada distância foi aferida por três vezes para se obter a média aritmética de cada distância de mensuração (Takhtdar *et al.*, 2023).

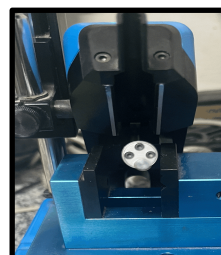
Os valores de rugosidade sendo o comprimento médio entre picos e vales (R_a) e a distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais baixo (R_z) foram mensurados para cada corpo de prova dos subgrupos da pesquisa (Çakmak *et al.*, 2022).

Figura 12. Aparelho do rugosímetro e equipamentos computadorizados.



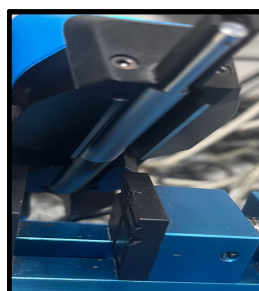
Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 27. Rugosímetro sem a ponta analisadora.



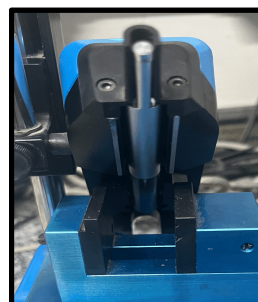
Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 28. Rugosímetro com a ponta analisadora 1.8N - vista lateral.



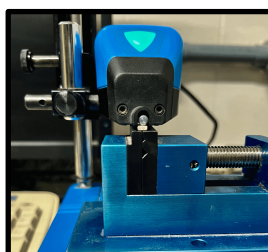
Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 29. Rugosímetro com a ponta analisadora 1.8N - vista frontal.



Fonte: Acervo do pesquisador.

Figura 13. Rugosímetro com amostra de resina acrílica.



Fonte: Acervo do pesquisador.

4.5.2.2 Resistência flexural

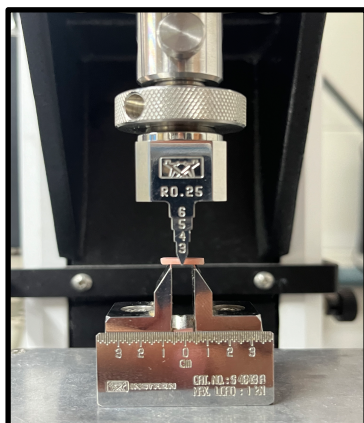
Para o ensaio de resistência flexural por três pontos foi realizado em máquina de ensaios universal (5567 *Universal Testing Machine*; Instron Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com célula de carga de 500N, sendo testados conforme as diretrizes da ISO

20795-1 para polímeros à base de prótese, ilustrada abaixo com a Figura 30 (Sartori *et al.*, 2024).

Os corpos de prova foram mensurados, através do paquímetro digital (modelo número NB60, *Mitutoyo America Corporation, Providence, RI, EUA*), para garantir uma espessura uniforme de $2 \pm 0,03\text{mm}$ e serem preenchidas no *software* do computador do equipamento (Aguirre *et al.*, 2020).

As amostras ficaram dispostas, horizontalmente, em contato com as hastes paralelas entre si, de suporte metálico e, em seguida, a máquina foi acionada com velocidade de $0,5\text{mm/min}$. O *software* da máquina universal foi então acionado para o início do dispositivo. A porção móvel da máquina incidiu sua força perpendicular na central dos corpos de prova até ocorrer a fratura (Sartori *et al.*, 2024).

Figura 14. Máquina universal (5567 *Universal Testing Machine*; Instron Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com a amostra acoplada.



Fonte: Acervo do pesquisador.

4.5.3 Análise estatística

As análises estatísticas dos resultados foram realizadas utilizando o software R, considerando um nível de significância de 5% (R CORE TEAM, 2024).

Inicialmente foram conduzidas análises descritivas e exploratórias dos dados e, a partir dessas análises, foram definidas as metodologias estatísticas aplicadas posteriormente.

Para avaliar os efeitos do tipo de resina, do método de higiene e a interação entre eles, foram aplicados modelos lineares generalizados.

5 RESULTADOS

Os resultados da pesquisa se encontram abaixo:

Os resultados da rugosidade média das amostras testadas (Ra) variaram de $0,25 \pm 2,05 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $0,41 \pm 3,43 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GP) e $0,61 \pm 2,53 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) para o método de higiene mecânica e ($p \leq 0,05$).

Para a higiene mecânica e química, os valores variaram $0,37 \pm 1,66 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $0,28 \pm 1,88 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GI) e $0,47 \pm 6,19 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) e ($p \leq 0,05$).

Foi observado diferença significativa entre os grupos testados Grupo Termopolimerizável - GT, Grupo Impresso - GI e Grupo Fresado - GF em função dos métodos de higiene, onde $p(\text{resina})=0,0001$, $p(\text{método})=0,7046$; $p(\text{interação})=0,0626$ e ($p \leq 0,05$). (Tabela 01 e gráfico 01).

Tabela 1. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) da rugosidade média (Ra) em função do tipo de resina e método de higiene.

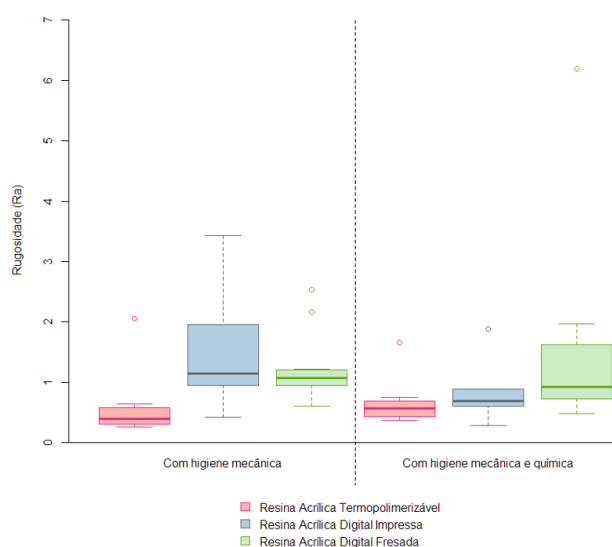
T Tipo de resina	Método de higiene			
	Com higiene mecânica		Com higiene mecânica e química	
	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)
Resina Acrílica Termopolimerizável	0,57 (0,53) Ab	0,39 (0,25; 2,05)	0,65 (0,38) Ab	0,57 (0,37; 1,66)
Resina Acrílica Digital Impressa	1,47 (0,90) Aa	1,14 (0,41; 3,43)	0,80 (0,42) Bb	0,68 (0,28; 1,88)
Resina Acrílica Digital Fresada	1,25 (0,61) Aa	1,07 (0,61; 2,53)	1,56 (1,70) Aa	0,92 (0,47; 6,19)

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Onde: $p(\text{resina})=0,0001$; $p(\text{método})=0,7046$; $p(\text{interação})=0,0626$

Obs.: Letras distintas (maiúsculas, na horizontal, comparando entre os tipos de resina e minúsculas, na vertical, comparando entre os métodos de higiene indicam diferenças, estatisticamente, significativas ($p \leq 0,05$))

Gráfico 1. Box plot da rugosidade média (Ra) em função do tipo de resina e método de higiene.



Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

Os resultados da rugosidade máxima das amostras testadas (Rz) variaram de $1,13 \pm 11,22 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $2,17 \pm 14,81 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GP) e $10,92 \pm 47,53 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) para o método de higiene mecânica e ($p \leq 0,05$).

Para a higiene mecânica e química, os valores variaram $2,17 \pm 43,50 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $3,47 \pm 35,97 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GI) e $5,60 \pm 59,38 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF). ($p \leq 0,05$).

Foi observado diferença significativa entre os grupos testados Grupo Termopolimerizável - GT, Grupo Impresso - GI e Grupo Fresado - GF em função dos métodos de higiene, onde $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) < 0,0001$ e ($p \leq 0,05$). (Tabela 02 e gráfico 02).

Tabela 2. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) da rugosidade máxima (Rz) em função do tipo de resina e método de higiene.

Tipo de Resina	Método de Higiene			
	Com higiene mecânica		Com higiene mecânica e química	
	Média	Mediana	Média	Mediana
	(desvio padrão)	(mínimo; máximo)	(desvio padrão)	(mínimo; máximo)
Resina Acrílica Termopolimerizável	3,10 (2,96) Be	2,35 (1,13; 11,22)	14,85 (11,96) Aa	11,74 (2,17; 43,50)
Resina Acrílica Digital Impressa	6,56 (3,84) Bb	5,50 (2,17; 14,81)	16,32 (10,17) Aa	17,47 (3,47; 35,97)

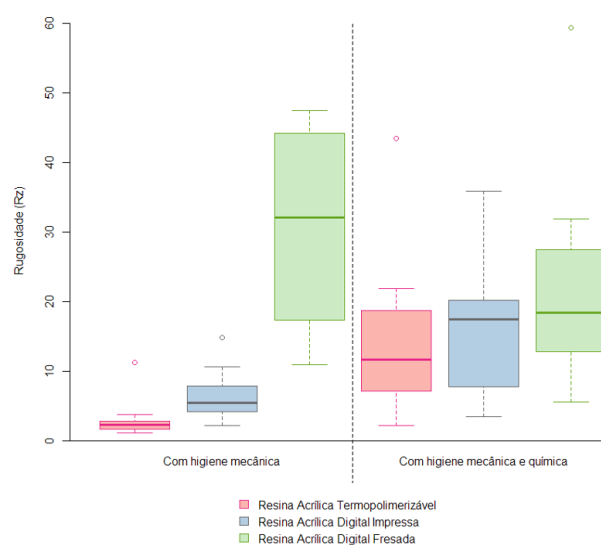
Resina Acrílica Digital Fresada	30,54 (14,53) Aa	32,08 (10,92; 47,53)	22,00 (15,77) Aa	18,39 (5,60; 59,38)
---------------------------------	------------------	----------------------	------------------	---------------------

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Onde: $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) < 0,0001$.

Obs.: Letras distintas (maiúsculas, na horizontal, comparando entre os tipos de resina e minúsculas, na vertical, comparando entre os métodos de higiene indicam diferenças, estatisticamente, significativas ($p \leq 0,05$).

Gráfico 2. Box plot da rugosidade máxima (Rz) em função do tipo de resina e método de higiene.



Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

Os resultados do módulo flexão (MPa) das amostras testadas variaram de $178,98 \pm 337,31 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $235,39 \pm 314,65 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GP) e $252,22 \pm 493,89 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) para o método de higiene mecânica e ($p \leq 0,05$).

Para a higiene mecânica e química, os valores variaram $29,65 \pm 117,87 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $14,84 \pm 44,70 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GI) e $26,72 \pm 59,42 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF). ($p \leq 0,05$).

Foi observado diferença significativa entre os grupos testados Grupo Termopolimerizável - GT, Grupo Impresso - GI e Grupo Fresado - GF em função dos métodos de higiene, onde $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) < 0,0001$ e ($p \leq 0,05$). (Tabela 03 e gráfico 03).

Tabela 3. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) do módulo flexão (MPa) em função do tipo de resina e método de higiene.

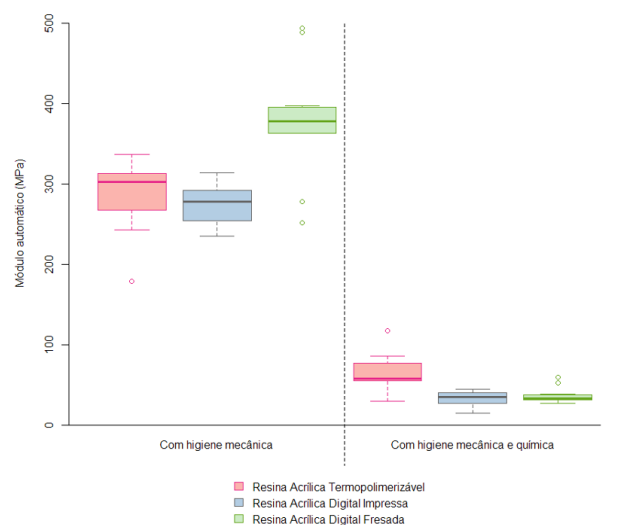
Tipo de Resina	Método de Higiene			
	Com higiene mecânica		Com higiene mecânica e química	
	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)
Resina Acrílica Termopolimerizável	285,19 (46,62) Ab	303,27 (178,98; 337,31)	66,01 (24,53) Ba	58,30 (29,65; 117,87)
Resina Acrílica Digital Impressa	274,31 (26,35) Ab	278,33 (235,39; 314,65)	33,35 (9,62) Bb	35,13 (14,84; 44,70)
Resina Acrílica Digital Fresada	378,82 (76,61) Aa	378,59 (252,22; 493,89)	37,42 (10,38) Bb	33,60 (26,72; 59,42)

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Onde $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) < 0,0001$.

Obs.: Letras distintas (maiúsculas, na horizontal, comparando entre os tipos de resina e minúsculas, na vertical, comparando entre os métodos de higiene indicam diferenças, estatisticamente, significativas ($p \leq 0,05$).

Gráfico 3. Box plot do módulo flexão (MPa) em função do tipo de resina e método de higiene.



Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

Os resultados da resistência à flexão (GPa) das amostras testadas variaram de $10,25 \pm 51,04 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $72,95 \pm 89,30 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GP) e $40,01 \pm 71,47 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) para o método de higiene mecânica. ($p \leq 0,05$).

Para a higiene mecânica e química, os valores variaram $3,40 \pm 21,87 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $5,36 \pm 11,58 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GI) e $6,64 \pm 15,34 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) e ($p \leq 0,05$).

Foi observado diferença significativa entre os grupos testados Grupo Termopolimerizável - GT, Grupo Impresso - GI e Grupo Fresado - GF em função dos métodos de higiene, onde $p(\text{resina}) < 0,0799$ $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) < 0,0001$ e ($p \leq 0,05$). (Tabela 04 e gráfico 04).

A maior resistência à flexão apresentada no processo de higiene mecânica foi 81,24 de média da resina digital impressa e no processo de higiene mecânica e química foi a compactada com média de 10,35 com diferença significativa ($p < 0,005$) (Tabela 04).

Tabela 4. Média/Mediana (desvio padrão) de higiene resistência à flexão (GPa), em função do tipo de resina e método de higiene.

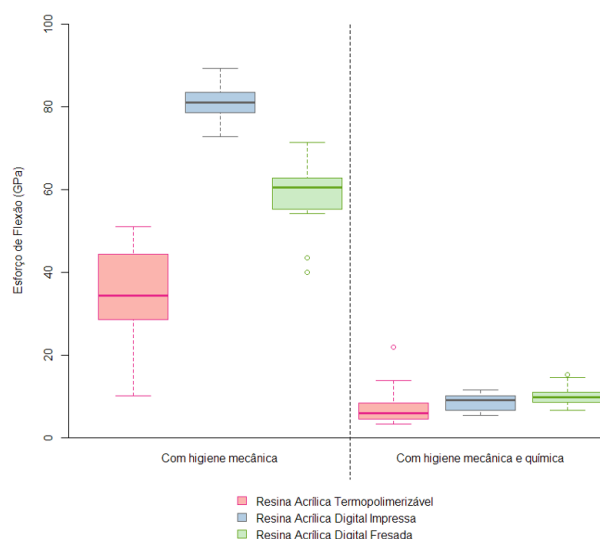
Tipo de Resina	Método de Higiene			
	Com higiene mecânica		Com higiene mecânica e química	
	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)
Resina Acrílica Termopolimerizável	34,87 (11,96) Ac	34,38 (10,25; 51,04)	8,05 (5,75) Ba	5,95 (3,40; 21,87)
Resina Acrílica Digital Impressa	81,24 (4,54) Aa	81,11 (72,95; 89,30)	8,60 (2,12) Ba	9,10 (5,36; 11,58)
Resina Acrílica Digital Fresada	58,27 (10,00) Ab	60,66 (40,01; 71,47)	10,35 (2,78) Ba	9,77 (6,64; 15,34)

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Onde: $p(\text{resina}) < 0,0799$; $p(\text{método}) < 0,0001$; $p(\text{interação}) = 0,3252$.

Obs.: Letras distintas (maiúsculas, na horizontal, comparando entre os tipos de resina e minúsculas, na vertical, comparando entre os métodos de higiene indicam diferenças, estatisticamente, significativas ($p \leq 0,05$).

Gráfico 4. Box plot da resistência à flexão (GPa) em função do tipo de resina e método de higiene.



Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

Os resultados do limite de fadiga (N) das amostras testadas variaram de $21,85 \pm 108,89 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $188,30 \pm 230,51 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GP) e $240,01 \pm 452,17 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) para o método de higiene mecânica e ($p \leq 0,05$).

Para a higiene mecânica e química, os valores variaram $40,77 \pm 149,52 \mu\text{m}$ (Grupo Termopolimerizável - GT), $103,16 \pm 222,78 \mu\text{m}$ (Grupo Impresso - GI) e $168,61 \pm 396,45 \mu\text{m}$ (Grupo Fresado - GF) e ($p \leq 0,05$).

Foi observado diferença significativa entre os grupos testados Grupo Termopolimerizável - GT, Grupo Impresso - GI e Grupo Fresado - GF em função dos métodos de higiene, onde $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) = 0,6450$; $p(\text{interação}) = 0,5902$ e ($p \leq 0,05$). (Tabela 05 e gráfico 05), sendo o Grupo Fresado -GF apresentou os maiores valores de média 322,12 e 254,35 respectivamente.

Tabela 5. Média (desvio padrão) e mediana (mínimo; máximo) do limite de fadiga (N) em função do tipo de resina e método de higiene.

Tipo de Resina	Método de Higiene			
	Com higiene mecânica		Com higiene mecânica e química	
	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)	Média (desvio padrão)	Mediana (mínimo; máximo)
Resina Acrílica Termopolimerizável	74,38 (25,53) Ac	73,33 (21,85; 108,89)	79,71 (30,40) Ac	74,12 (40,77; 149,52)
Resina Acrílica Digital Impressa	209,69 (11,72) Ab	209,28 (188,30; 230,51)	175,17 (47,65) Ab	193,93 (103,16; 222,78)

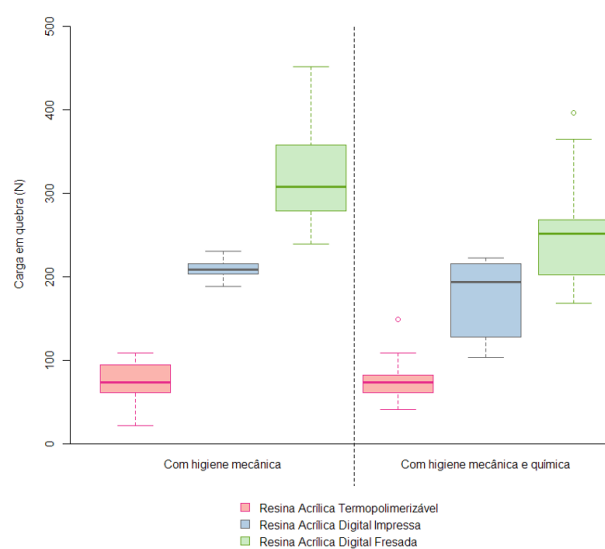
Resina Acrílica Digital Fresada	322,12 (62,83) Aa	308,39 (240,01; 452,17)	254,35 (76,20) Aa	252,00 (168,61; 396,45)
---------------------------------	-------------------	-------------------------	-------------------	-------------------------

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Onde: $p(\text{resina}) < 0,0001$; $p(\text{método}) = 0,6450$; $p(\text{interação}) = 0,5902$.

Obs.: Letras distintas (maiúsculas na horizontal comparando entre os tipos de resina e minúsculas na vertical comparando entre os métodos de higiene indicam diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$).

Gráfico 5. Box plot de limite de fadiga (N) em função do tipo de resina e método de higiene.



Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

6 DISCUSSÃO

Este estudo laboratorial *in vitro* investigou a rugosidade e resistência flexural de três resinas acrílicas (termopolimerizáveis, digital impressa e compactada) submetidas a métodos de higiene mecânica e mecânica e química. Os resultados obtidos em relação a higiene mecânica foram que a resina acrílica termopolimerizável possuiu menores valores de rugosidade média (Ra) e alta (Rz) em relação as demais. No entanto, no que se refere a resistência flexural, as digitais apresentaram maiores valores, sendo o módulo de flexão e limite de fadiga para a compactada e a resistência à flexão para a digital impressa e os resultados mostraram diferenças entre os grupos estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$).

Assim, estes parâmetros pesquisados: a rugosidade e resistência flexural estão relacionados ao sucesso e longevidade das PTs, como também, a durabilidade, preservação e eficácia (Shen *et al.*, 2021; Choi *et al.*, 2024).

A rugosidade das resinas acrílicas submetidas a processos de higienização, durante seu uso, faz com que exista uma maior facilidade de adesão de microrganismos, assim como a possibilidade de ocorrência de microfraturas e consequentes fraturas do próprio aparelho, pois ocorre um aumento, significativo, dos valores de rugosidade, quando realizados os métodos de higienização mecânico e mecânico e químico (Chang *et al.*, 2021; Carvalho *et al.*, 2023).

Assim, superfícies rugosas apresentam nichos, onde microrganismos são protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene bucal. Já as áreas mais polidas são as mais desejáveis, em termos de limpeza e redução de infecção bacteriana, pois ocorre redução da retenção de patógenos na superfície da resina acrílica, após um procedimento de limpeza convencional, favorecendo uma saúde oral satisfatória para o portador de PT (Cankaya *et al.*, 2020).

Logo, todas estas propriedades mecânicas avaliadas, apresentam similaridade no tocante a longevidade deste aparelho, uma vez que estão dependentes de como a PT irá se comportar, funcionalmente, durante a sua vida útil, através, principalmente, dos seus cuidados diários de uso, quer seja quando estiver em função, no seu próprio manuseio, como também, na sua higienização. Todos estes eventos estão relacionados entre si e devem ser considerados em conjunto quando se refere ao sucesso do artefato (Carvalho *et al.*, 2023; Freitas *et al.*, 2023; Choi *et al.*, 2024).

Os resultados da rugosidade após os métodos de higiene apresentaram contrários à rugosidade do próprio material em si. Alguns resultados da referida pesquisa científica foram diferentes em relação principalmente sobre a rugosidade dos materiais. Os materiais digitais que apresentam resinas acrílicas com menor quantidade de monômero residual e produzidas em laboratórios tecnológicos fazem com que, estes apresentem melhores propriedades mecânicas e com isso, uma superioridade em relação a convencional (Freitas *et al.*, 2023; Jung *et al.*, 2024; Sartori *et al.*, 2024).

No entanto, o que se observou neste estudo que a rugosidade foi menor para a convencional que as digitais, ou seja, existiu durante os processos de higienização em laboratório que as resinas acrílicas digitais não conseguiram apresentar os mesmos resultados em relação a sua própria constituição. Torna-se evidente que algo diferente fez com que o material odontológico em si, não conseguiu atingir resultados esperados pela sua própria composição e formação química.

Observou-se que a resina acrílica compacta apresentou maiores valores de rugosidade média (Ra) e alta (Rz), durante o processo de higienização em que se utiliza o hipoclorito de sódio a 1%, somados a isso, ao modo de utilização desta substância, a imersão, em 8 horas ininterruptas, fizeram com que o polímero digital, apresentasse respostas indesejadas com relação ao uso de hipoclorito de sódio.

No entanto, a própria metodologia empregada onde o hipoclorito de sódio a 1% utilizado em imersão para simular a desinfecção de resinas acrílicas, em um protocolo semanal de 10 minutos, onde optou-se para a simulação em um ano, com imersão de 8 horas contínuas, sendo esta pesquisa científica de acordo com o estudo de Paranhos *et al.*, 2013.

Para corroborar com a referida pesquisa científica, Takhtdar *et al.*, 2023, avaliaram a rugosidade de diferentes resinas acrílicas (convencional, aditiva e subtrativa) sob o efeito de dois diferentes limpadores de dentaduras (comprimido de oxigênio bioativo e hipoclorito de sódio a 1%). Trinta ciclos de imersão de 3 min foram aplicados a cada dia durante 6 dias para simular 180 dias de imersão da dentadura. Eles concluíram que o hipoclorito de sódio aumentou significativamente a rugosidade da superfície nos grupos convencional e subtrativo.

De acordo com estes resultados sobre a utilização de hipoclorito de sódio a 1%, esta substância deve ser utilizada com bastante cautela, pois independente da metodologia empregada para o processo mecânico e químico, existe uma degradação

habitual do PMMA em questão, fazendo as propriedades mecânicas, no caso a rugosidade, se altere negativamente, fazendo com que este aparelho apresente degradação pelo acúmulo de bactérias na reentrâncias da PT, além da ocorrência de microfraturas durante o uso da prótese. Logo, este método de higiene deve ser preconizado de forma individual, evitando assim, a sua perda de longevidade e sucesso clínico (Çakmak, *et al.*, 2023).

Com isso, o uso destas substâncias químicas como o hipoclorito de sódio a 1% em imersão apresentou comportamento *in vitro* não satisfatório e não esperado. Logo, dependendo das características físicas e psicológicas do paciente que irá utilizar estes aparelhos, devemos indicar uma solução menos concentrada ou outras substâncias químicas como efervescentes que podem fornecer menos danos ao paciente e com isso, apresentar uma maior longevidade e satisfação quanto ao seu uso da PT (Atalay *et al.* 2023).

Com relação a resistência flexural destas resinas acrílicas, mostrou que independentemente, da resina acrílica digital empregada, elas apresentam comportamentos laboratoriais superiores às convencionais. Os blocos rígidos de PMMA com resina acrílica compactada são os materiais mais resistentes em relação ao uso de métodos de higienização. (Costa *et al.*, 2021; Freitas *et al.*, 2023; Silva *et al.*, 2023; Alqarawi *et al.*, 2024).

O PMMA compactado utilizado em CAD/CAM na referida pesquisa científica apresentou melhores propriedades para a resistência do material em si quando submetido aos processos de higiene. E ainda, este polímero compactado apresentou melhores resultados em relação que os demais quanto ao uso do hipoclorito de sódio a 1% nos processos de higiene mecânica e química.

Assim, Atalay *et al.* (2023) avaliou o efeito de diferentes protocolos de desinfecção (hipoclorito de sódio a 1%, gel de limpeza para dentaduras e comprimido efervescente) na microdureza de diferentes materiais de base para dentaduras CAD-CAM PMMA, comparando-os com um PMMA polimerizado por calor. Eles utilizaram nove ciclos de limpeza durante um período de 20 dias simulando 180 dias de limpeza. Os espécimes foram removidos das soluções de desinfecção e enxaguados em água corrente por 30 segundos. Como conclusão do estudo, a microdureza do PMMA termopolimerizado foi menor do que a de todos os PMMAs CAD-CAM após a

desinfecção, independentemente do protocolo de desinfecção, apresentando resultados expressivos das resinas acrílicas digitais.

Logo, o uso de substâncias químicas como o hipoclorito de sódio a 1% em resinas acrílicas especialmente, as digitais, fazem com que alteram suas propriedades mecânicas das PTs, fazendo com que o aparelho se degrade com o tempo, diminuindo sua estrutura e rigidez de sua peça protética (Silva *et al.*, 2023; Alqarawi *et al.*, 2024).

Ainda nesta pesquisa, observou-se uma correlação entre a resistência à flexão e sua rugosidade e a resina acrílica convencional apresentou resultados de higienização mecânica e química, significativamente, maiores para a resistência flexural e menores para a rugosidade. Neste sentido, quando o material foi submetido ao processo de higienização mais invasivo, no caso, utilizando o hipoclorito de sódio a 1%, esta resina acrílica convencional termopolimerizável, sendo comparável com as demais, apresentou resultados bastante satisfatórios obtendo menores valores de rugosidade, comparados com as demais resinas acrílicas (impressa e fresada).

Entretanto, esta pesquisa científica no tocante destes processos de higienização apresentaram algumas limitações em relação a metodologia empregada principalmente, na mecânica quer seja no tocante dos tipos de escovas, da necessidade de trocas, movimentos de higiene padronizados e a própria intensidade com que se realiza a própria limpeza do aparelho. Evidentemente, os materiais e métodos utilizados foram ao máximo respeitados de forma com que se reproduzisse de maneira homogênea e de forma comparativo estes métodos de higiene. Em relação aos resultados encontrados no estudo, o processo de higienização mecânica apresentou altos valores de rugosidades e de resistência flexural para as resinas acrílicas digitais. As resinas digitais impressas e as compactadas apresentaram comportamentos laboratoriais semelhantes em relação as propriedades mecânicas, diferentemente das convencionais (Iwaki, *et al.* 2020; Shim, *et al.* 2020; Gad, *et al.* 2022a).

Logo, esses aparelhos artificiais apresentam pela própria conformação deste tipo de prótese e pela fragilidade óssea e rebordo para a acomodação deste tipo de artefato, além das suas propriedades estruturais como, por exemplo, baixa condutividade térmica, resistência mecânica inferior, fragilidade, alto coeficiente de expansão térmica e módulo de elasticidade, relativamente baixo, o tornou um aparelho propenso a falhas durante os esforços mastigatórios. Logo, o PMMA apesar de ser

indicado para o tratamento deste tipo de reabilitadores orais, ainda não é considerado o ideal para este fim (Iwaki, *et al.* 2020; Shim, *et al.* 2020; Gad, *et al.* 2022a).

Entretanto, com o surgimento de novas tecnologias para a Odontologia, este tipo de tratamento reabilitador oral, adquiriu uma nova concepção, protocolos e técnicas para otimizar e desenvolver todos estes requisitos: sua própria conformação, novos materiais, equipamentos computadorizados e sua reabilitação oral propriamente dita (Shen *et al.*, 2021).

Hoje em dia, estes novos materiais pesquisados, especialmente para o sistema computadorizado digital CAD-CAM, foram modificados e melhorados, principalmente, no que se refere às propriedades mecânicas, tornando o/tornando-os mais resistentes e com maior rigidez, fazendo com que as PTs realizadas pelo sistema computadorizado pudessem resistir a maiores esforços mastigatórios e oferecessem uma maior longevidade a esses aparelhos, aumentando a sua satisfação e sucesso (Iwaki *et al.*, 2020; Freitas *et al.*, 2023).

O polimetilmetacrilato (PMMA) foi modificado pela necessidade destas novas tecnologias, fazendo com que existissem algumas melhorias no que se refere à própria composição do material e, conseqüentemente, na sua funcionalidade (Perea-Lowery *et al.*, 2021).

As resinas acrílicas digitais sendo confeccionadas de maneira computadorizada apresentam algumas vantagens no que se refere às termopolimerizáveis, possuindo maior resistência flexural, diminuindo as fraturas ocasionadas principalmente na higienização dos aparelhos, apresentam menor rugosidade, sendo fundamental para sua estética e funcionalidade. E ainda, maior flexibilidade e resistência à abrasão, fazendo com que estas resinas sejam mais precursoras na formação de PTs com maior longevidade e sucesso quanto ao seu uso e sua satisfação (Freitas *et al.*, 2023; Casucci *et al.*, 2023).

Além disso, este tipo de tratamento reabilitador oral utilizando a tecnologia CAD-CAM apresenta inúmeras características quanto ao seu uso, desde novos protocolos clínicos, número de consultas, satisfação dos pacientes quanto a forma de abordagem deste tratamento e qualidade dos aparelhos fabricados e utilizados pelos indivíduos (Freitas *et al.*, 2023).

Neste sentido, Mesquita, *et al.* (2022) realizaram uma revisão sistemática comparando os tipos de tratamentos reabilitadores de PTs e obtivemos como conclusão as próteses digitais apresentam menor número de consultas clínicas, sendo assim menor número de horas necessárias para a sua realização, custo menor para a sua confecção, pois não há necessidade de um técnico em prótese para a sua confecção. Além disso, as duas técnicas (convencional ou digital), quer seja uma técnica mista ou totalmente digital, possa haver uma necessidade de uma impressão preliminar analógica para a confecção de prótese total digital, visto a dificuldade de obtenção de imagens para estes fins.

No entanto, visando aumentar a confiabilidade da metodologia do estudo, o protocolo de acabamento e polimento foi o mesmo para todas as resinas acrílicas. Neste sentido, ao analisarmos a rugosidade das superfícies, Çakmak, *et al.*, 2023 realizou uma pesquisa científica em que não haviam sido submetidas aos métodos de higienização, não houve diferença significativa, entre os três tipos de resina acrílica em relação a rugosidade média (Ra), demonstrando a similaridade estrutural destas resinas acrílicas, sendo esta metodologia, foi realizado um polimento em PT (polimento laboratorial convencional, o mesmo utilizado nesta pesquisa atual e obtiveram resultados positivos quanto a rugosidade dos aparelhos protéticos com diminuição, significativa, da rugosidade após o procedimento de polimento (Çakmak, *et al.*, 2023).

De fato, as novas resinas acrílicas surgidas, atualmente, apresentaram resultados satisfatórios em relação a estas propriedades em questão. No entanto, ainda existe uma forte predileção para utilização das resinas convencionais, já que elas se encontram há décadas no cenário odontológico (Aguirre *et al.*, 2020; Iwaki *et al.*, 2020; Guedes *et al.*, 2021; Aal- Qarni; Gad, 2022; Carvalho *et al.*, 2023; Jung *et al.*, 2024).

Parece que, de uma forma esclarecedora, não é o próprio material em si que irá ditar a regra de uma tecnologia mais avançada ou mais eficiente e moderna (Abualsaud; Gad, 2022; Fouda *et al.*, 2023; Çakamk *et al.*, 2023).

Assim, a tecnologia CAD-CAM, suas particularidades e protocolos é que irão prevalecer com relação ao seu modo de ação, seus aspectos funcionais, a longevidade do aparelho, a satisfação dos usuários com relação, principalmente, ao tempo para a sua entrega do aparelho reabilitador e ao seu sucesso quanto a eficácia da PT, uma vez que as resinas impressas e fresadas não demonstraram superioridade em relação a todos

os resultados, como a resina acrílica digital impressa que não demonstrou superioridade absoluta em relação ao demais, mas se analisarmos seus resultados individuais, ela apresentou resultados satisfatórios medianos em relação às outras resinas, mas que podem ser utilizadas com segurança, já que apresentam um protocolo laboratorial e clínico preciso e satisfatório, em comparação com sistemas fresados (Choi *et al.*, 2024).

Portanto, para que os métodos computadorizados digitais sejam, definitivamente, utilizados como protocolos clínicos de escolha para o tratamento de rebordos edêntulos totais, estes devem ser mais pesquisados, principalmente, nas definições e padronizações das etapas clínicas da confecção de uma PT, mais do que o próprio material-base destes aparelhos, tanto no método digital fresado e impresso (Fouda *et al.*, 2023).

Em síntese, esta nova tecnologia de manufatura da PT ainda irá experimentar algumas dificuldades, principalmente em relação à captação de informações da cavidade oral para o sistema computadorizado, visto que a ausência de elementos dentários perde parâmetros para adquirir as informações do sistema estomatognático para a realização do tratamento reabilitador oral. Além de outros procedimentos, principalmente, os estéticos e os protocolos laboratoriais considerada, ainda, a carência de laboratórios especializados no território brasileiro (Russo *et al.*, 2020; Kanakaraj *et al.*, 2021; Freitas *et al.*, 2023; Atalay *et al.*, 2023).

Contudo, esclarecer e fomentar uma literatura científica atual nesta subárea faz com que a resina acrílica, sendo o principal material odontológico para a execução de próteses, seja aprimorada e pesquisada ainda mais. Não obstante, a operacionalização do PMMA existem, hoje, novas possibilidades de execução e, consequentemente, novos caminhos a serem percorridos, uma vez que existem grandes diferenças de protocolos clínicos e laboratoriais entre estas resinas acrílicas, originando um novo olhar para a área da Reabilitação Oral (Al-Dulaijan *et al.*, 2022; Jung *et al.*, 2024; Sartori *et al.*, 2024).

7 CONCLUSÃO

As resinas acrílicas pesquisadas sofreram alterações significativas após os processos de higienização (mecânica e mecânica e/ou química), sendo que a resina termopolimerizável apresentou melhores valores significativos frente às demais ($p<0,05$).

As resinas acrílicas termopolimerizáveis apresentaram menores valores de rugosidade média (Ra) e máxima (Rz) comparadas com as resinas digitais nos processos de higienização mecânica e mecânica e/ou química, sendo que a resina compactada, utilizada no processo digital fresado, apresentou os maiores valores de Ra e Rz, nos processos de higiene mecânica e/ou química ($p<0,05$).

Para o módulo flexão, resistência à flexão e limite de fadiga, a resina compactada utilizada no processo digital fresado apresentou maiores valores nos processos de higienização mecânica e mecânica e/ou química, com exceção na resistência à flexão em que a resina digital impressa apresentou maiores valores no processo mecânico de higienização ($p<0,05$).

Em relação às resinas digitais, a resina acrílica digital impressa apresentou maiores valores de rugosidade média (Ra) no processo de higiene mecânica, módulo de flexão no processo de higienização mecânica e/ou e resistência à flexão no processo de higiene mecânica ($p<0,05$).

A resina acrílica termopolimerizável ainda pode ser considerada o melhor material utilizado para a confecção de PTs dentre os demais pesquisados (digitais), por apresentar alto índice de satisfação, maior longevidade e sucesso clínico, até os dias de hoje.

REFERÊNCIAS

- ALFOUZAN, A.F.; ALOTIABI, H.M.; LABBAN, N.; AL-OTAIBI, H.N.; AL TAWHEEL, S.M.; ALSHEHRI, H.A. Color stability of 3D-printed denture resins: effect of aging, mechanical brushing and immersion in staining medium. **Journal of Advanced Prosthodontics**, [s.l.], v.13, n.1, p.160-171, 2021.
- ABUALSAUD, R.; GAD, M.M. Flexural Strength of CAD/CAM Denture Base Materials: Systematic Review and Meta-analysis of *In-vitro* Studies. **Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry**, [s.l.], v.12, n.2, p.160-170. 2022.
- AGUIRRE, B.C.; CHEN, J.H.; KONTOGIORGOS, D.F.; MURCHISON, W.W. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.123, n.4, p.641-646. 2020.
- AL-DULAIJAN, Y.A.; ALSULAIMI, L.; ALOTAIBI, R.; ALBOAINAIN, A.; ALALAWI, H.; ALSHEHRI, S. et al. Comparative evaluation of surface roughness and hardness of 3D printed resins. **Materials**, [s.l.], v. 15, n.19, p.6822, 2022.
- AL-DWAIRI, K.Y.; TAHBOUB, N.Z.; BABA, C.J.; GOODACRE. A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD-CAM and conventional heat-polymerized polymethyl methacrylate (PMMA). **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.29, p.341-349, 2020.
- ALENCAR, A.; PARENTE, C.A.R.; DANTAS, E.S.; LIMA, H.T.; SILVA, C.H.F. Avaliação dos hábitos de higiene bucal de usuários de prótese dentária removível. **Archives of Health Investigation**, [s.l.], v.10, n.4, p. 584-590, abr. 2021.
- ALFOUZAN, A.F.; ALNOUWAISAR, A.N.; ALAZZAM, N.F.; AL-OTAIBI, H.N.; LABBAN, N.; ALSWAIDAN, M.H.; AL-TAWHEEL, S.M.; ALSHEHRI, H.A. Power brushing and chemical denture cleansers induced color changes of pre-polymerized CAD/CAM denture acrylic resins. **Materials Research Express**, [s.l.]. v.8. n.8, p.1-10, 2021.
- ALFOUZAN, A.F.; ALOTIABI, H.M.; LABBAN, N.; AL-OTAIBI, H.N.; AL TAWHEEL, S.M.; ALSHEHRI, H.A. Effect of aging and mechanical brushing on surface roughness of 3D printed denture resins: a profilometer and scanning electron microscopy analysis. **Technology and Health Care**, [s.l.], v.30, n.1, p.161-173, 2022.
- ALKALTHAM, N.S.; ALDHAFIRI, R.A.; AL-THOBITY, A.M.; ALRAMADAN, H.; ALJUBRAN, H.; ATEEQ, I.S.; KHAN, S.Q.; AKHTAR, S.; GAD, M.M. Effect of Denture Disinfectants on the Mechanical Performance of 3D-Printed Denture Base Materials. **Polymers**, [s.l.], v.15, n.5, p. 1175. 2023.
- ALQANAS, S.S.; ALFUHAID, R.A.; ALGHAMDI, S.F.; AL-QARNI, F.D.; GAD, M.M. Efeito dos produtos de limpeza para próteses dentárias nas propriedades de

superfície e estabilidade de cor de materiais de base para próteses dentárias impressas em 3D. **Journal of Dentistry**, [s.l.], v.120, p.104089. 2022

ALQARAWI, F.K.; GAD, M.M. Tendency of microbial adhesion to denture base resins: a systematic review. **Frontiers in Oral Health**, [s.l.], v. 16, n.5, may. 2024.

AL-QARNI, F.D.; GAD, M.M. Printing accuracy and flexural properties of different 3D-printed denture base resins. **Materials**, [s.l.], v.15, n.7, p.2410. 2022.

ARAÚJO, E.F.; SILVA, M.C.V.S.; ARAÚJO, W.F.; ARAÚJO, P.F.; SILVA, R.A.; ARAÚJO, M.F. Edentulismo a partir de uma análise epidemiológica. **Saúde Coletiva**, Barueri, v.11, n.61, p.4838-4847, fev. 2021.

ATALAY, S.; ÇAKMAK, G.; FONSECA, M.; SCHIMMEL, M.; YILMAZ, B. Effect of different disinfection protocols on the surface properties of CAD-CAM denture base materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.130, n.5, p. 1787-1795, 2023.

BABA, N.Z.; GOODACRE, B.J.; GOODACRE, C.J.; MULLER, F.; WAGNER, S. CAD/CAM complete denture systems and physical properties: a review of the literature. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.30, n.S2, p.113-124. 2020.

ÇAKMAK, G.; DONMEZ, M.B.; AKAY, C.; ATALAY, S.; SILVA DE PAULA, M.; SCHIMMEL, M.; YILMAZ, B. Effect of simulated brushing and disinfection on the surface roughness and color stability of CAD-CAM denture base materials. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s.l.], v.134, p.105390. 2022.

ÇAKMAK, G.; HESS, J.A.; DÖNMEZ, M.B.; YILMAZ, D.; ALHOTAN, A.; SCHIMMEL, M.; PEUTZFELDT, A.; YILMAZ, B. Effect of polishing and denture cleansers on the surface roughness of new-generation denture base materials and their color change after cleansing. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.25, 2023.

CAMPOS, D.E.S.; FERREIRA MUNIZ, Í.A.; DA COSTA, T.K.V.L.; LIMA, R.B.W.; NEPELENBROEK, K.H.; BATISTA, A.U.D. Effect of simulated brushing with dentifrices on surface roughness and the mass loss of acrylic resin: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.21, n.23, p.437-7, 2023.

CANKAYA, T.; YURDAKOS, A.; KALABAY, G. The association between denture care and oral hygiene habits, oral hygiene knowledge and periodontal status of geriatric patients wearing removable partial dentures. **European Oral Research**, [s.l.], v.54, n. 1, p. 9-15. 2020.

CARVALHO, L.F.; ALVES, L.M.M.; BERGAMO, E.T.P.; BENALCAZAR JALKH, E.B.; CAMPOS, T.M.B. et al. Influence of abrasive dentifrices on polymeric reconstructive material properties after simulated toothbrushing. **Biomaterial Investigations in Dentistry**, [s.l.], v. 10, n.1, p.2268670, 2023.

CASUCCI, A.; VERNIANI, G.; BARBIERI, A.L.; RICCI, N.M.; FERRARI CAGIDIACO, E.; FERRARI, M. Flexural strength analysis of different complete denture resin-based materials obtained by conventional and digital manufacturing.

Materials, [s.l.], v.16, n.19, p.6559. 2023.

CHANG, Y.H.; LEE, C.Y.; HSU, M.S.; DU, J.K.; CHEN, K.K.; WU, J.H. Effect of toothbrush/dentifrice abrasion on weight variation, surface roughness, surface morphology and hardness of conventional and CAD/CAM denture base materials. **Dental Materials Journal**, [s.l.], v.40, n.1, p.220-227. 2021.

CHOI, S.S.; LEE, J.H.; KONG, H.; PARK, E.J. Biofilm removal effect of diatom complex on 3D printed denture base resin. **Scientific Reports**, [s.l.], v.14, n.1, p.4034, 2024.

COHEN, J. A Power Primer. **Psychological Bulletin**, [s.l.], v.112, n.1, p.155-159, 1992.

COSTA, R.T.F.; PELLIZZER, E.P.; VASCONCELOS, B.C.D.E.; GOMES, J.M.L.; LEMOS, C.A.A.; DE MORAES, S.L.D. Surface roughness of acrylic resins used for denture base after chemical disinfection: A systematic review and meta-analysis. **Gerodontology**, [s.l.], v. 38, n.3, p.:242-251, sep. 2021.

DAVI, L.R.; PERACINI, A.; RIBEIRO NDE, Q.; SOARES, R.B.; DA SILVA, C.H.; PARANHOS, H.D.E.F.; DE SOUZA, R.F. Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. **Gerodontology**, [s.l.], v.27, n.4, p.297-302, 2010.

DI FIORE, A.; MENEGHELLO, R.; BRUN, P.; ROSSO, S.; GATTAZZO, A.; STELLINI, E. et al. Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: an in vitro study. **Journal of Prosthodontic Research**, [s.l.], v.66, n.3, p.502–508. 2021.

ELLAKANY, P.; ALY, N.M.; AL-HARBI, F. A comparative study assessing the precision and trueness of digital and printed casts produced from several intraoral and extraoral scanners in full arch and short span (3-unit FPD) scanning: an in vitro study. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.32, n.1, p.423-430. 2022.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A.G.; BUCHNER, A. G. Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, [s.l.], v.39, n.2, p.175-91, 2007.

FERNANDEZ, P. K.; UNKOVSKIY, A.; BENKENDORFF, V.; KLINK, A.; SPINTZYK, S. Surface characteristics of milled and 3D printed denture base materials following polishing and coating: An in-vitro study. **Materials**, [s.l.], v.13, n.15, p.3305, 2020

FOUDA, S.M.; GAD, M.M.; ELLAKANY, P.; EL ZAYAT, M.; FAROOQI, F. A; AKHTAR, S.; SALAH EL DIN, M. Influence of denture brushing on the surface properties and color stability of CAD-CAM, thermoformed, and conventionally fabricated denture base resins. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], nov.2023.

FREDDI, R. **Efeito de soluções higienizadoras em ligas metálicas decobalto-cromo para próteses dentárias: uma revisão sistemática de estudos in vitro**. 2020. 25 f. TCC (Graduação em Odontologia) - Faculdade de Farmácia, Odontologia e

Enfermagem, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2020.

FREITAS, R.F.C.P.; DUARTE, S.; FEITOSA, S.; DUTRA, V.; LIN, W.S.; PANARIELLO, B.H.D.; CARREIRO, A.D.F.P. Physical, mechanical, and anti-biofilm formation properties of CAD-CAM milled or 3D printed denture base resins: in vitro analysis. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v. 32, n.S1, p. 38-44, apr.2023.

GAD, M. M.; ALSHEHRI, S.Z.; ALHAMID, S.A.; ALBARRAK, A.; KHAN, S.Q.; ALSHAHRANI, F.A.; ALQARAWI, F.K. Water sorption, solubility, and translucency of 3D-printed denture base resins. **Dentistry Journal**, [s.l.], v.10, n.3, p.42, 2022b.

GAD, M.M.; FOUDA, S.M.; ABUALSAUD, R.; ALSHAHRANI, F.A.; AL-THOBITY, A.M.; KHAN, S.Q. et al. Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.31, p.412-418, 2022a.

GRUBER, S.; KAMNOEDBOON, P.; ÖZCAN, M.; SRINIVASAN, M. Complete denture resins: an in vitro evaluation of color stability. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.30, n.5, p.430–439, 2021.

GUEDES, I.; OLIVEIRA, B.P.S.; PEREIRA, M.S.; OLIVEIRA, R.P.; SARMENTO, J.A.; HOLANDA, M.C.; LIMA, L.M.S. Higienização das próteses dentárias removíveis: Uma Necessidade Real. **JNT- Facit Business and Technology Journal**, [s.l.], v.1, n.28, p.182-199, 2021.

HELAL, M.; FADL-ALAH, A.; BARAKA, Y.; GAD, M.; EMAM, AN. In-vitro comparative evaluation for the surface properties and impact strength of CAD/CAM milled, 3D printed, and polyamide denture base resins. **Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry**, [s.l.], v.12, n.1, p.126-131.2022.

HELAL, MOHAMED, A.; YANG, B.I.N.; SAAD, E.S.A.M.; ABAS, MOHAMED; AL-KHOLY, MOHAMED REDA; IMAM, A.H.M.A.D.Y.; GAD, MOHAMMED M. Efeito das nanopartículas de SiO₂ e Al₂O₃ na resistência ao desgaste dos dentes de prótese acrílica PMMA / Efeito das nanopartículas de SiO₂ e Al₂O₃ na resistência ao desgaste de dentes em acrílico PMMA para prótese. **Brazilian Dental Science**, [s.l.], v.23, n.3, p. 1-12. 2020.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION - ISO. **Dentistry–Polymer-based crown and bridges**. Geneva: International Organization for Standardization. 2020.

IWAKI, M.; KANAZAWA, M.; ARAKIDA, T.; MINAKUCHI, S. Mechanical properties of a polymethyl methacrylate block for CAD/CAM dentures. **Journal of Oral Science**, [s.l.], v.62, n.4, p.420-422. 2020.

JUNG, G. K.; MORA, S. N.; YUNE, S. S.; PETRICH, A.; HERNANDEZ-FELDPAUSCH, M.; HAMLIN, C. M.; TUAMOKUMO, F.O.; KIM, J. J. Effects of aging on attachment of *Candida albicans* to conventional heat-polymerized, CAD-CAM milled, and CAD-CAM 3D-printed acrylic resin bases. **Journal of Prosthodontics**, v.19, mar. 2024.

- KANAKARAJ, S.; RAVICHANDRAN, H.K.R. An update on CAD/CAM removable complete dentures: A review on different techniques and available CAD/CAM denture systems. **International Journal of Applied Dental Sciences**, [s.l.], v.7, n.1, p.491-498. 2021.
- KIM, T.H.; HUH, J.B.; LEE, J.; BAE, E.B.; PARK, C.J. Retrospective comparison of postinsertion maintenance between conventional and 3D printed complete dentures fabricated in a predoctoral Clinic. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.30, n.S2, p.158-162. 2021.
- LIMÍRIO, J.P.J.O.; GOMES, J.M.L.; REZENDE, M.C.R.A.; LEMOS, C.A.A.; ROSA, C.D.D.R.D.; PELLIZZER, E.P. Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **JPD**, v.128, n.6, p.1221-1229, 2022.
- LIN, C.H.; LIN, Y.M.; LAI, Y.L.; LEE, S-Y. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.123, n.2, p.349-354. 2020.
- MAI, H.N.; LEE, D.H. A Digital Technique to Replicate Edentulous Arches with Functional Borders and Accurate Maxillomandibular Relationship for Digital Complete Denture. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.29, p.356–359. 2020.
- MEIROWITZ, A.; RAHMANOV, A.; SHLOMO, E.; ZELIKMAN, H.; DOLEV, E.; STERER, N. Effect of denture base fabrication technique on candida albicans adhesion in vitro. **Materials**, [s.l.], v.14, n.1, p.221, 2021.
- MESQUITA, V.T.; GODOY, I.F.; VAJGEL, B.F.C. Comparação entre próteses totais removíveis confeccionadas pelos métodos convencionais e através do método digital: revisão sistemática. **Research Society and Development**, [s.l.], v. 11, n.12, p. 01-15. 2022.
- NAM, N.E.; SHIN, S.H.; LIM, J.H.; SHIM, J.S.; KIM, J.E. Effects of artificial tooth brushing and hydrothermal aging on the mechanical properties and color stability of dental 3D printed and CAD/CAM materials. **Materials**, [s.l.], v.12, n.20, p.6207, 2021.
- NEPPELENBROEK, K.H. A importância da remoção diária do biofilme da prótese para prevenção de doenças bucais e sistêmicas. **Journal of Applied Oral Science**, [s.l.], v.23, n.6, p.547-548. 2015.
- NEVES, C.W.S.; NEVES, M.J.; CAVÉQUIA, N.B.; PRASERES, M.F.; GAMA, C.R.P.; FERREIRA, J.F.; FEITOSA, M.A.L.; FERNANDES, F.S.F. Principais métodos de higienização de próteses dentárias removíveis: uma revisão da literatura / removable dental prosthesis main methods hygienization. **Brazilian Journal of Health Review**, [s.l.], v.3, n.5, p.14736-14747. 2020.
- OLIVEIRA, E.; FIGUEIREDO, E.Z.; SPOHR, A.M.; GROSSI, M.L. Properties of acrylic resin for CAD/CAM: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.30, n.8, p.656-664, out. 2021.
- PARANHOS, H.D.E. F.; PERACINI, A.; PISANI, M.X.; OLIVEIRA, V.D.E. C.; DE

SOUZA, R.F.; SILVA-LOVATO, C.H. Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. **Brazilian Dental Journal**, [s.l.], v.24, n.2, p.152-156, 2013.

PEREA-LOWERY, L.; MINJA, I.K.; LASSILA, L.; RAMAKRISHNAIAH, R.P.K.; VALLITTU. Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.125, n.1, p.175-181, 2021.

PEROZ, S.; PEROZ, I.; BEUER, F.; STERZENBACH, G.; VON STEIN-LAUSNITZ, M. Digital versus conventional complete dentures: A randomized, controlled, blinded study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.128, n.5, p.956-963, 2021.

PRPIĆ, V.; SCHAUPERL, Z.; ĆATIĆ, A.; DULČIĆ, N.; ČIMIĆ S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.29, n.6, p.524-528. 2020.

RASZEWSKI, Z. Acrylic resins in the CAD/CAM technology: a systematic literature review. **Dental and Medical Problems**, [s.l.], v.57, n.4, p.449-454, 2020.

RUSSO, L.L.; SALAMINI, A.; GIUSEPPE, B.; GUIDA, T.L. Digital dentures: A protocol based on intraoral scans. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.125, n.4, p.597-602, 2020.

SANTOS, R. L. O.; SARRA, G.; LINCOPAN, N.; PETRI, D. F. S.; ALIAGA, J.; MARQUES, M. M.; DIAS, R. B.; COTO, N. P.; SUGAYA, N. N.; PAULA, C. R. Preparation, Antimicrobial Properties, and Cytotoxicity of Acrylic Resins Containing Poly (diallyldimethylammonium chloride). **International Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.34, n.5, p.635-641, 2020.

SARTORI, N.; SANCHEZ, S. A.; OLIVEIRA, D.; HOSNEY, S.; ZOIDIS, P.; MARTIN, W.; GONZAGA, L.; ROCHA, M. G. Flexural properties and fatigue limit of 3D-printed and milled resin-based materials. **Journal of Prosthodontics**, [s.l.], v.14, mar. 2024.

SCOTTI, C.K.; VELO, MMDAC; RIZZANTE, F.A.P.; NASCIMENTO, T.R.D.L.; MONDELLI, R.F.L.; BOMBONATTI, J.F.S. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.124, n.5, p. 614. 2020.

SHEN, C.; RAWLS, H.R.; ESQUIVEL-UPSHA, W. J.F. **Phillip's science of dental materials**. 13th ed. Philadelphia: Elsevier, Inc.; 2021.

SHIM, J.S.; KIM, J.E.; JEONG, S.H.; CHOI, Y.J.; RYU, J.J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v.124, n.4, p.468-475, 2020.

SILVA, M.D.D.D.; NUNES, T.S.B.S.; VIOTTO, H.E.D.C.; COELHO, S.R.G.; SOUZA, R.F.; PERO, A.C. Microbial adhesion and biofilm formation by *Candida albicans* on 3D-printed denture base resins. **PLoS One**. [s.l.], v.18, n.10. 2023.

SRINIVASAN, M.; KAMNOEDBOON, P.; MCKENNA, G.; ANGST, L.; SCHIMMEL, M.; ÖZCAN, M.; MÜLLER, F. CAD-CAM removable complete dentures: A systematic review and meta-analysis of trueness of fit, biocompatibility, mechanical properties, surface characteristics, color stability, time-cost analysis, clinical and patient-reported outcomes. **Journal of Dentistry**, [s.l.], v.113, 2021.

SULAIMAN, T.A. Materials in digital dentistry: a review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, [s.l.], v.32, n.2, p.171-181, 2020.

TAKHTDAR, M.; AZIZIMOGHADAM, N.; KALANTARI, M.H.; MOHAGHEGH, M. Effect of denture cleansers on color stability and surface roughness of denture bases fabricated from three different techniques: Conventional heat-polymerizing, CAD/CAM additive, and CAD/CAM subtractive manufacturing. **Clinical and Experimental Dental Research**, [s.l.], v.9, n.5, p.840-850, 2023.

WANG, Y.F.; SHI, P.J.; XIE, J.H. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. **Journal of Prosthet Dent**, [s.l.], v.125, n.2, p.249-256, 2021.

WEI, X.; PAN, Y.; WANG, M.; WANG, Y.; LIN, H.; JIANG, L.; LIN, D.; CHENG, H. Comparative analysis of leaching residual monomer and biological effects of four types of conventional and CAD/CAM dental polymers: an in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, [s.l.], v. 26, n.3, p.2887-2898. mar. 2022.

ANEXO A. Trabalhos Científicos desenvolvidos e publicados durante o Curso de Doutorado na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)

1. Artigo: "Comparação entre próteses totais removíveis confeccionadas pelos métodos convencionais e através do método digital: revisão sistemática" Publicado na Research, Society and Development 2022, v.11, n.12, com fator de impacto 1,78 e Qualis C.

Research, Society and Development, v. 11, n. 12, e369111234516, 2022
(CC BY 4.0) | ISSN 2525-3409 | DOI: <http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v11n12.34516>

Comparação entre próteses totais removíveis confeccionadas pelos métodos convencionais e através do método digital: revisão sistemática

Comparison between removable complete prosthesis made by conventional and digital methods: systematic review

Comparación entre prótesis completa removible realizada por métodos convencionales y mediante el método digital: revisión sistemática

Recebido: 24/06/2022 | Revisado: 04/09/2022 | Aceito: 09/09/2022 | Publicado: 17/09/2022

Vandré Taumaturgo de Mesquita
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1797-0801>
Universidade Federal de Pernambuco, Brasil
E-mail: vandre.taumaturgo@gmail.com

Iale Ferreira de Goday
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5151-7024>
Universidade Federal de Pernambuco, Brasil
E-mail: iale.goday@ufpe.br

Bruna Farias de Carvalho Vagtel
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2798-0767>
Universidade Federal de Pernambuco, Brasil
E-mail: bruna.farias@ufpe.br

Resumo

O objetivo foi de comparar o desempenho das próteses totais removíveis confeccionadas pelo método tecnológico digital com as fabricadas pelas técnicas convencionais, através de uma revisão sistemática. Foi realizada uma pesquisa nos bancos de dados BVF, Medline/Pubmed, EMBASE e Cochrane, de 1991 a janeiro de 2022, complementada por busca manual. Foram incluídos estudos com pacientes desdentados total, o qual obtiveram confecção de prótese total removível confeccionadas pelo método digital e análogo e que apresentaram pelo menos um dos desfechos primários (grau de satisfação, qualidade de acabamento da prótese e desempenho clínico das próteses). A pesquisa inicial resultou em 914 artigos, onde apenas 6 estudos foram considerados elegíveis para a pesquisa. Nesses estudos foram reportado um total de 400 próteses totais instaladas em 193 pacientes, sendo 160 portadores de próteses convencionais e 240 de próteses digitais. A idade dos participantes variou entre 58 à 69 anos, com um tempo médio de acompanhamento de 12 meses. Quanto ao desempenho das próteses totais, a prótese total digital apresentou maiores vantagens em comparação com a convencional em relação: ao grau de satisfação dos pacientes; ao tempo médio de execução das próteses totais, onde foi reportado um acréscimo de 3,5 horas a mais para as totais convencionais; quanto ao custo, sendo também superior para a confecção das próteses convencionais. Portanto, pode-se concluir que os estudos sugerem que o desempenho da prótese total digital parece ser superior quanto à satisfação dos pacientes, número reduzido de reações clínicas e menores custos laboratoriais quando comparada às próteses convencionais.

Palavras-chave: Dentadura completa; Tecnologia odontológica; Desenho assistido por computador; CAD/CAM.

Abstract

The objective was to compare the performance of removable complete dentures made by the digital technological method with those made by conventional techniques, through a systematic review. A search was carried out in the VHL, Medline/PubMed, EMBASE and Cochrane databases, from 1991 to January 2022, supplemented by manual search. Studies with edentulous patients, who had complete removable dentures made by the digital and analog method and who had at least one of the primary outcomes (degree of satisfaction, quality of denture finish and clinical performance of the dentures) were included. The initial search resulted in 914 articles, of which only 6 studies were considered eligible for the present search. These studies reported a total of 400 complete dentures installed in 193 patients, 160 of whom had conventional dentures and 240 had digital dentures. The age of the participants ranged from 58 to 69 years, with an average follow-up time of 12 months. Regarding the performance of complete dentures, the digital complete denture presented greater advantages compared to the conventional one in relation to: the degree of patient satisfaction; to the average time of execution of complete dentures, where an increase of 3.5 hours more for conventional totals; in terms of cost, being also higher for the manufacture of conventional prostheses. Therefore, it can be concluded that the studies suggest that the performance of the digital complete denture seems to be superior in

Versão integral disponível em:

[https://www.researchgate.net/publication/363704719 Comparacao entre proteses totais removiveis confeccionadas pelos metodos convencionais e atraves do metodo digital revisao sistematica](https://www.researchgate.net/publication/363704719_Comparacao_entre_proteses_totais_removiveis_confeccionadas_pelos_metodos_convencionais_e_atraves_do_metodo_digital_revisao_sistemica)

2) Artigo "Avaliação do comportamento clínico do dissilicato de lítio em prótese parcial fixa" Publicado na Research, Society and Development 2022, v.11, n.13, com fator de impacto 1,78 e Qualis C.

Research, Society and Development, v. 11, n. 13, e07111335122, 2022
(CC BY 4.0) | ISSN 2525-3409 | DOI: <http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v11i13.35122>

Avaliação do comportamento clínico do dissilicato de lítio em prótese parcial fixa

Evaluation of the clinical performance of lithium disilicate in fixed partial dentures

Evaluación del comportamiento clínico del disilicato de litio en prótesis parcial fija

Recebido: 09/09/2022 | Revisado: 17/09/2022 | Aceito: 18/09/2022 | Publicado: 27/09/2022

Vandré Taumaturgo de Mesquita
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9915-360X>
Universidade Federal de Pernambuco, Brasil
E-mail: vandre.taumaturgo@ufpe.br

José Nasareno Gonçalves Júnior
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7854-7880>
Escola de Pós-Graduação Pós-Doc Premium, Brasil
E-mail: nasareno@urgisodontia@outlook.com

Lenyse Alelaf Rocha Carvalho
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8336-0279>
Escola de Pós-Graduação Pós-Doc Premium, Brasil
E-mail: lenysealelaf@hotmail.com

Júlio Tajra Fortes
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1707-0801>
Escola de Pós-Graduação Pós-Doc Premium, Brasil
E-mail: juliotajra@gmail.com

Bruna Farias de Carvalho Vajed
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2756-0767>
Universidade Federal de Pernambuco, Brasil
E-mail: bruna.farias@ufpe.br

Resumo

As cerâmicas atualmente, são os materiais odontológicos mais utilizados para a realização de Reabilitações Orais. Em busca de uma maior elucidação e comprovações de sucesso e longevidade, este trabalho apresentou como objetivo observar o desempenho clínico das restaurações cerâmicas em dissilicato de lítio. Realizou-se uma revisão da literatura, por publicações em inglês, para os últimos dez anos. Foram observadas através de uma análise desta literatura atual, que houveram algumas falhas decorrente da utilização das restaurações indiretas com dissilicato de lítio. Contudo, foi observado que estas apresentaram excelente adaptação marginal, cor superficial e integridade marginal. Além disso, diante dos estudos apresentados que a cerâmica odontológica em si apresenta um ótimo desempenho clínico e poderá ser utilizado numa sobrevida de cinco anos e os problemas relatados com este material, mostrou ser influenciado principalmente, pelas condições clínicas do paciente e não especificamente, ao material em si. Logo, esse material é considerado como uma alternativa viável para o uso em reabilitações orais tanto em regiões anteriores e posteriores, sendo apresentado com um bom desempenho clínico, funcional e estético.

Palavras-chave: Prótese dentária; Lítio; Taxa de sobrevida.

Abstract

Ceramics are currently the most used dental materials for Oral Rehabilitation treatment. In search of further explain and evidence of success and longevity, this work aimed to observe the clinical performance of lithium disilicate ceramic restorations. A literature review was carried out, by publications in English, for the last ten years. It was observed through an analysis of this current literature, that there were some failures resulting from the use of indirect restorations with lithium disilicate. However, it was observed that they showed excellent marginal adaptation, surface color and marginal integrity. In addition, in view of the studies presented that dental ceramic itself has an excellent clinical performance and can be used for a five-year survival and the problems reported with this material, showed to be influenced mainly by the clinical conditions of the patient and not specifically by the material itself. Therefore, this material is considered an excellent alternative for use in oral rehabilitation in both anterior and posterior regions, being presented with a good clinical, functional and aesthetic performance.

Keywords: Dental prosthesis; Lithium; Survival rate.

Resumen

La cerámica es actualmente el material odontológico más utilizado para la realización de Rehabilitación Oral. En busca de mayor aclaración y evidencia de éxito y longevidad, este trabajo tuvo como objetivo observar el desempeño clínico de las restauraciones de cerámica de disilicato de litio. Se realizó una revisión bibliográfica, por publicaciones en inglés, de los últimos diez años. Se observó a través de un análisis de esta literatura actual, que hubo algunas fallas

Versão integral disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/364157950_Avaliacao_do_comportamento_clinico_do_dissilicato_de_lito_em_protese_parcial_fixa

3) Artigo Científico "Reabilitação oral conjugada: uma alternativa possível" publicado na Revista Eletrônica Acervo em Saúde 2024, v.24, n.9, com Qualis B1



Reabilitação oral conjugada: uma alternativa possível

Oral rehabilitation with Attachments: a possible alternative

Rehabilitación oral combinada: una posible alternativa

Vandré Taumaturgo de Mesquita¹, Saulo Emanuel Saraiva Almeida², Bruno Sousa Pinto Ferreira², Gustavo Rodrigues Sousa³, Leonardo Henrique Albuquerque Lourenço³, Mathias Antonio Costa de Sousa⁴, Lara Danúbia Galvão de Souza⁴, Sandy Rabelo Lima⁵, Samara Kelly da Silva Cavalcante⁶, Arnaldo de França Caldas Júnior¹.

RESUMO

Objetivo: Analisar criticamente a literatura disponível, a utilização de encaixes na Reabilitação Oral, além das implicações clínicas e laboratoriais da associação entre próteses parciais fixas e removíveis. **Métodos:** Foi realizado uma revisão integrativa da literatura onde a busca pelos artigos se deu através de bases da BVS, LILACS, BBO e MEDLINE. Para levantamento de dados, foram utilizados os descritores por meios dos Decs (Descritores em Ciências da Saúde), constando de "encaixes", "prótese dentária" e "planejamento". **Resultados:** As Reabilitações Oraís conjugadas são uma alternativa viável e efetiva para o paciente, em especial para aqueles que não apresentam condições financeiras para a realização de uma cirurgia envolvendo implantes dentários. Contudo, deve-se realizar um correto planejamento clínico, visando otimizar os tipos de próteses que serão conjugadas entre si, e um satisfatório planejamento da oclusão, para que este tipo de Reabilitação Oral possa ter sucesso clínico e longevidade. **Considerações finais:** Conclui-se que a confecção deste tipo de aparelho protético, um bom conhecimento laboratorial para a sua correta fabricação é requerida, já que envolve mais de um tipo de prótese dentária.

Palavras-chave: Encaixes, Prótese, Planejamento de prótese dentária.

ABSTRACT

Objective: To elucidate, through a literature review, the use of sockets in Oral Rehabilitation, in addition to the clinical and laboratory implications of the association between fixed and removable partial dentures using this artifact. **Methods:** The search for articles was carried out through reference bases in the BVS, LILACS, BBO e MEDLINE. To collect data, the controlled descriptors of the through the Decs (Descriptors in Health Sciences), consisting of "attachments", "dental prosthesis" and "planning". **Results:** Combined Oral Rehabilitations are a viable and effective alternative for the patient, especially for those who do not have the financial means to undergo surgery involving dental implants. However, correct clinical planning must be carried out, aiming to optimize the types of prostheses that will be combined with each other, and satisfactory

¹ Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife - PE.

² Universidade Federal do Ceará (UFC), Fortaleza - CE.

³ Centro Universitário Christus (Unichristus), Fortaleza - CE.

⁴ Universidade Federal da Paraíba (UFPB), João Pessoa - PB.

⁵ Universidade Estadual do Rio Grande do Norte (UERN), Mossoró - RN.

⁶ Centro Universitário Católica de Quixadá, Quixadá - CE.

SUBMETIDO EM: 5/2024

| ACEITO EM: 7/2024

| PUBLICADO EM: 9/2024

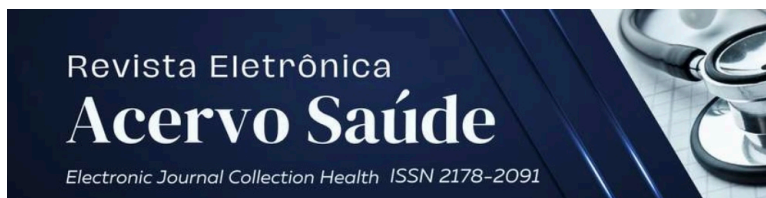
REAS | Vol. 24(9) | DOI: <https://doi.org/10.25248/REAS.e17089.2024>

Página 1 de 8

Versão integral disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/384453489_Reabilitacao_oral_conjugada_uma_alternativa_possivel

4) Artigo Científico "Avanços na Reabilitação Oral com Prótese Total utilizando tecnologia digital CAD-CAM" foi publicado na REAS, Revista Eletrônica Acervo Saúde, v.25. p: 2-9. 2025, com Qualis B1.



Avanços na reabilitação oral com prótese total utilizando tecnologia digital CAD-CAM

Advances in oral rehabilitation with complete dentures using CAD-CAM digital technology

Avances en la rehabilitación oral con prótesis total utilizando tecnología digital CAD-CAM

Vandré Taumaturgo de Mesquita¹, Gustavo Rodrigues Sousa², Arnaldo de França Caldas Júnior¹.

RESUMO

Objetivo: Analisar o uso de resinas acrílicas na reabilitação oral por meio de próteses removíveis totais, comparando métodos convencionais e sistemas CAD-CAM. **Revisão bibliográfica:** A introdução de tecnologias digitais como CAD-CAM está substituindo os métodos tradicionais, oferecendo processos mais rápidos e eficientes. As resinas acrílicas processadas por meio de técnicas CAD-CAM demonstram superioridade em precisão, resistência e biocompatibilidade, além de reduzir tempo clínico e aumentar a satisfação do paciente. **Considerações finais:** As resinas acrílicas produzidas por técnicas digitais mostram desempenho clínico superior em adaptação, resistência e satisfação do paciente. A tecnologia CAD-CAM melhora a precisão e a eficiência do processo de fabricação e reduz o risco de reações adversas devido à menor quantidade de monômero residual. Embora os métodos convencionais ainda sejam valorizados por sua estética e funcionalidade, a combinação de técnicas tradicionais com inovações digitais pode proporcionar o equilíbrio ideal na reabilitação oral, assegurando melhores resultados clínicos e qualidade de vida para os pacientes.

Palavras-chave: Resinas Acrílicas, Próteses Dentárias, Tecnologia CAD-CAM, Reabilitação Oral.

ABSTRACT

Objective: To analyze the use of acrylic resins in oral rehabilitation through complete removable dentures, comparing conventional methods and CAD-CAM systems. **Literature Review:** The introduction of digital technologies like CAD-CAM is replacing traditional methods, offering faster and more efficient processes. Acrylic resins processed through CAD-CAM techniques demonstrate superiority in precision, strength, and biocompatibility, in addition to reducing clinical time and increasing patient satisfaction. **Conclusions:** Acrylic resins produced by digital techniques show superior clinical performance in terms of adaptation, strength, and patient satisfaction. CAD-CAM technology improves the precision and efficiency of the manufacturing process and reduces the risk of adverse reactions due to a lower amount of residual monomer. Although conventional methods are still valued for their aesthetics and functionality, the combination of traditional techniques with digital innovations can provide the ideal balance in oral rehabilitation, ensuring better clinical outcomes and quality of life for patients.

Keywords: Acrylic Resins, Dental Prosthesis, AD-CAM Technology, Oral Rehabilitation.

RESUMEN

Objetivo: Analizar el uso de resinas acrílicas en la rehabilitación oral mediante prótesis removibles totales, comparando métodos convencionales y sistemas CAD-CAM. **Revisión de la Literatura:** El polimetilmetacrilato (PMMA) sigue siendo el material principal para las bases de prótesis removibles totales. La introducción de tecnologías digitales como CAD-CAM está reemplazando los métodos tradicionales, ofreciendo procesos más rápidos y eficientes. Las resinas acrílicas procesadas mediante técnicas CAD-CAM

¹ Programa de Pós-graduação em Odontologia (UFPE), Recife - PE.

² Centro Universitário Christus (Unichristus), Fortaleza - CE.

Versão integral disponível em:

<https://doi.org/10.25248/reas.e18019.2025>

ANEXO B. Participações, Apresentações Orais e Resumos Publicados em Anais de Congresso Científico durante o curso de Doutorado em Odontologia na UFPE

1- Membro Efetivo e Participação da Comissão On Line de Pré-Avaliação dos Trabalhos Inscritos na 38ª Reunião Anual da SBPqO - 2021.



2- MESQUITA, V.T. ; Laurino, FAR ; Ricardo Kimura ; MT, V. ; VAJGEL, B. F. C. .
 Comparação entre Próteses Totais através da tecnologia Digital X Convencional:
 Ensaio Clínico randomizado cruzado. In: 38° Reunião Anual Sociedade Brasileira de
 Pesquisa Odontológica, 2021, São Paulo. Anais da 38° Reunião Anual da SBPQO Anual
 Virtual Suplemento BOR, 2021. v. 35.



CERTIFICADO

Certificamos que o projeto - **COMPARAÇÃO ENTRE PRÓTESES TOTAIS ATRAVÉS DA TECNOLOGIA DIGITAL X CONVENCIONAL: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO CRUZADO** de Mesquita VT*, Laurino FAR, Kimura RN, Vasques MT, Vajgel BCF foi apresentado **na modalidade Projeto de Pesquisa**

durante a 38ª Reunião Anual Virtual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica
 no período de 08 a 11 de Setembro de 2021



Paulo Francisco César
 Paulo Francisco César
 Presidente

Valentim Adelino Ricardo Barão
 Valentim Adelino Ricardo Barão
 Vice-Presidente

3- MESQUITA, V.T. ; Leonardo Barbosa; CIMOES, R. ; Sousa, A.M. ; Almeida, F. R. ; VAJGEL, B. F. C. . Avaliação da glicemia e cortisol salivar na condição periodontal de diabéticos tipo II: estudo caso controle. In: 38° Reunião Anual Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2021, São Paulo. Anais da 38° Reunião Anual da SBPQO Anual Virtual Suplemento BOR, 2021. v. 35.



Avaliação da glicemia e cortisol salivar na condição periodontal de diabéticos tipo II: estudo caso controle Mesquita VT*, Barbosa EF, Címões R, Sousa AM, Almeida FR, Vajgel BCF Clínica Integrada - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO. Não há conflito de interesse Objetivos: Verificar se há relação dos níveis de glicose e cortisol salivares com a presença de periodontite em indivíduos diabéticos tipo II comparativamente a não diabéticos. Tratou-se de um estudo caso-controle, com amostra calculada de 60 participantes divididos em dois grupos: DM2 - diabéticos tipo II e NDM - não diabéticos. Ambos os grupos realizaram preenchimento de ficha clínica e periograma, coletadas amostras de sangue (glicemia em jejum, hemoglobina glicada e cortisol sérico) e de saliva (glicose e cortisol salivares). Para avaliação da presença e nível de estresse foram aplicados o questionário de LIPP/ISS e escala de estresse percebível. O diagnóstico de periodontite foi observado em 100% dos participantes do DM2 e 80% do NDM. Quanto ao estágio e grau, o DM2 apresentou 70% no estágio IV e 86,67% no grau C, enquanto o NDM apresentou 58,3% no estágio I e 70,8% no grau A. Foram observadas diferenças significativas para as variáveis: sangramento à sondagem, nível de inserção clínica. Os níveis de cortisol salivar apresentaram diferença significativa quando relacionados ao diagnóstico de estresse pela EEP, entre aqueles diagnosticados sem estresse em comparação aos estressados, respectivamente, onde tal situação apresentou comportamento diferente do cortisol sérico, quando comparado com instrumentos de avaliação aplicados. O presente estudo sugere, portanto, uma possível associação dos níveis de glicose e cortisol salivares com a condição periodontal apresentada pelos diabéticos em comparação aos não diabéticos.

4- MESQUITA, V.T. ;Godoy, Y.F. ;Maior JRS ; de Silva-Sobrinho ED ; MATIAS, LB ; Karina Pontes ; Ricardo Kimura ; VAJGEL, B. F. C. . Comparação entre próteses totais removíveis confeccionadas pelos métodos convencionais e através do método digital: revisão sistemática. In: 40° Reunião Anual Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2023, Campinas. Anais da 40° Reunião Anual da SBPQO Annual Virtual Suplemento BOR, 2023. v. 37.



Comparação entre próteses totais removíveis confeccionadas pelos métodos convencionais e através do método digital: revisão sistemática

Mesquita VT*, Godoy I, Maior JRS, Silva-Sobrinho ED, Matias LB, Pontes KMF, Kimura RN, Vajgel BCF Clínica Integrada - CLÍNICA INTEGRADA - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO .

Não há conflito de interesse

O presente estudo comparou o desempenho das próteses totais removíveis confeccionadas pelo método digital com as pelas técnicas convencionais, através de uma revisão sistemática. Foi realizada uma pesquisa nos bancos de dados BVS, Medline/Pubmed, EMBASE e Cochrane, de 1946 à janeiro de 2022, complementada por busca manual. Foram incluídos estudos com pacientes desdentados total, o qual obtiveram confecção de prótese totais confeccionadas pelo método digital e analógico e que apresentaram pelo menos um dos desfechos primários (grau de satisfação, qualidade de acabamento da prótese e desempenho clínico das próteses). A pesquisa inicial resultou em 914 artigos, onde apenas 6 estudos foram considerados elegíveis para a pesquisa. Foram reportados um total de 400 próteses totais instaladas em 193 pacientes, sendo 160 portadores de próteses convencionais e 240 de digitais. A idade dos participantes variou entre 58 à 69 anos, com um tempo médio de acompanhamento de 12 meses. Quanto ao desempenho, a prótese total digital apresentou maiores vantagens em comparação com a convencional em relação: ao grau de satisfação dos pacientes; ao tempo médio de execução das próteses totais, onde foi reportado um acréscimo de 3,5 horas a mais para as totais convencionais; quanto ao custo, sendo também superior para a confecção das próteses convencionais. Estudos sugerem que o desempenho da prótese total digital parece ser superior quanto à satisfação dos pacientes, número reduzido de sessões clínicas e menores custos laboratoriais quando comparada às próteses convencionais.

5- MESQUITA, V. T.; SOUSA, G.R.; PORTO, M.T.; ALMEIDA, S.E.S.; PONTES, K.M.F.; FERREIRA, B.S.P.; TAUMATURGO, F.P.; CALDAS-JUNIOR, A.F. Sinergia das Próteses Dentárias convencionais e sua essência conjugada. In: 41º Reunião Anual Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2024, Campinas. Anais da 41º Reunião Anual da SBPQO Annual Virtual Suplemento BOR, 2024, 38 (supl 1).



Mesquita VT*, Sousa GR, Porto MT, Almeida SES, Pontes KMF, Ferreira BSP, Taumaturgo FP, Caldas-Junior AF Clínica Integrada - UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO. Não há conflito de interesse. Analisar criteriosamente a literatura disponível, quanto a utilização de encaixes na Reabilitação Oral. Além, das implicações clínicas e laboratoriais da associação entre próteses parciais fixas e removíveis do tipo parcial ou total. Foi realizado uma revisão integrativa da literatura onde a busca pelos artigos ocorreu através de bases de artigos científicos da Biblioteca Virtual em Saúde - BVS, LILACS, BBO e MEDLINE. Para levantamento de dados, foram utilizados os descritores controlados da BVS por meios dos Decs, constando de "encaixes", "prótese" e "planejamento". As Reabilitações Orais conjugadas são uma alternativa viável e efetiva para o paciente, em especial para aqueles que não apresentam condições financeiras para a realização de uma cirurgia envolvendo implantes dentários. Além dos problemas sistêmicos específicos desta modalidade e das características funcionais e estéticas que viabilizam a sua indicação muitas das vezes, existem vantagens que fazem com que este tipo de combinação possa trazer grande satisfação e uma qualidade de vida em relação ao aumento da sua força mastigatória, fornecendo com que, estas em conjunto, possam fornecer grandes benefícios para o paciente. Sendo, o financeiro um componente importante, pois apresentará custos mais acessíveis comparado com outras modalidades. A confecção deste tipo de aparelho necessita de um bom conhecimento clínico e laboratorial para a sua correta fabricação. Além de um correto planejamento integrado entre a Prótese e as outras especialidades a fim de que, o paciente apresente um aparelho capaz de resistir as forças oclusais e ao mesmo tempo apresentar uma estética satisfatória do seu sorriso.

ANEXO C. Lista de Publicação de Artigos Científicos no período do Doutorado na UFPE (2021 a 2024), submetidos anteriormente ao início das atividades acadêmicas do curso.

1- TAUMATURGO, V.M.; VASQUES, E. F. L.; SIMEÃO, VEL; MATIAS, LB; SILVA, D.B.; SOUSA.A, M.A.C.. Odontologia Estética através do uso de laminados cerâmicos para tratamentos reabilitadores orais. FULL DENTISTRY IN SCIENCE. v.14, p.131-1 - 135135, 135, 2024.

2-TAVARES, BLD; TAUMATURGO, V. M. Avaliação do conhecimento sobre Saúde Bucal dos uma UBS. pacientes de uma UBS. Revista da ESP. v.17, p.1 - 8, 2023.

3-TAUMATURGO, V.M.; BRANDÃO, J.H.L.; FERREIRA, J. M. G.; VASQUES, E. F. L.; Mesquita, C.S.; MATIAS, LB. Facetas Cerâmicas: uma abordagem clínica e científica. FULL DENTISTRY IN SCIENCE. v.14, p.112 - 120, 2022.

4-TAUMATURGO, V.M.; CASTRO, B. L. L. G.; GOMES, G. S. VASQUES, E. F. L.; MATIAS, LB; SOUSA, M. A. C. Avaliação da Resistência de União dos Cimentos Resinosos às Cerâmicas a base de Dissilicato de Lítio. FULL DENTISTRY IN SCIENCE. v.48, p.1 - 8, 2021.

5-TAUMATURGO, V. M.; LEAL, L. C. R.; VASQUES, E. F. L.; SILVA, M. D. B.; LIMA, E. V.; LANDIM, T. F. Clinical Case Use of silicones in fixed aesthetic rehabilitations: clinical case. ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION. v.5, p.777-782 - 782, 2021.

6-MESQUITA, V.T.; VASQUES, E.F.L.; MATIAS, L. B.; LANDIM, T. F.; ALMEIDA, R. O. Técnicas utilizadas para a realização de aparelhos protéticos mucossuportados convencionais. ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION. v.10, p.928 - 933, 2021.

APÊNDICES A. Resultados da Pesquisa - Medidas Iniciais do Experimento.

Tabela 3. Medidas Iniciais de Rugosidades das amostras em resina acrílica termopolimerizável.

Amostra	Re	Rz
1 (Centro)	0,49 um	2,21 um
1 (1 mm a direita)	0,42 um	1,94 um
1 (1 mm a esquerda)	0,28 um	1,48 um
2 (Centro)	0,47 um	2,57 um
2 (1 mm a direita)	0,27 um	1,27 um
2 (1 mm a esquerda)	0,53 um	2,49 um
3 (Centro)	5,10 um	2,64 um
3 (1 mm a direita)	2,64 um	21,40 um
3 (1 mm a esquerda)	0,57 um	2,38 um

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Tabela 4. Medidas Iniciais de Rugosidades das amostras em resina acrílica digital impressa.

Amostra	Re	Rz
1 (Centro)	0,03 um	0,19 um
1 (1 mm a direita)	0,98 um	4,12 um
1 (1 mm a esquerda)	1,89 um	9,81 um
2 (Centro)	1,21 um	4,54 um
2 (1 mm a direita)	1,17 um	5,92 um
2 (1 mm a esquerda)	1,60 um	6,84 um
3 (Centro)	0,73 um	4,26 um
3 (1 mm a direita)	0,60 um	2,75 um
3 (1 mm a esquerda)	1,18 um	4,30 um

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Tabela 5. Medidas Iniciais das Rugosidades das amostras em resina acrílica compactada.

Amostra	Re	Rz
1 (Centro)	1,39 um	45,26 um
1 (1 mm a direita)	1,12 um	17,25 um
1 (1 mm a esquerda)	0,89 um	10,16 um
2 (Centro)	1,03 um	17,61 um
2 (1 mm a direita)	1,08 um	49,77 um
2 (1 mm a esquerda)	1,14 um	45,23 um
3 (Centro)	0,67 um	8,03 um
3 (1 mm a direita)	1,48 um	35,01 um
3 (1 mm a esquerda)	1,46 um	18,38 um

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Tabela 6. Medidas Iniciais das Resistência à Flexão das amostras em resina acrílica termopolimerizável.

Amostra	Módulo Automático (MPa)	Esforço de Flexão (Quebra) (GPa)	Carga em Quebra (N)
1	322,58	34,59	73,79
2	289,55	35,25	75,20
3	297,03	43,46	92,71

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Tabela 7. Medidas Iniciais da Resistência à Flexão das amostras em resina acrílica digital impressa.

Amostra	Módulo Automático (MPa)	Esforço de Flexão (Quebra) (GPa)	Carga em Quebra (N)
1	211,11	61,16	130,46
2	352,17	83,22	177,54
3	194,36	60,00	127,00

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Tabela 8: Medidas Iniciais da Resistência à Flexão das amostras em resina acrílica compactada.

Amostra	Módulo Automático (MPa)	Esforço de Flexão (Quebra) (GPa)	Carga em Quebra (N)
1	296,55	48,67	292,81
2	385,58	62,12	373,72
3	313,63	40,29	249,38

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

APÊNDICE B. Resultado da pesquisa rugosidade.

Os valores de Rugosidade dos subgrupos estão descritos abaixo:

I. Rugosidade- higiene mecânica - subgrupo termopolimerizável

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	0,32 um / 1,24 um		0,38 um / 2,22 um		0,21 um / 1,07 um	
2	0,63 um / 2,98 um		0,71 um / 3,0 um		0,58 um / 2,92 um	
3	0,49 um / 3,09 um		0,46 um / 2,10 um		0,39 um / 1,80 um	
4	0,69 um / 4,18 um		0,36 um / 1,76 um		0,77 um / 5,44 um	
5	3,16 um / 20,69 um		2,27 um / 9,64 um		0,71 um / 3,34 um	
6	0,34 um / 2,16 um		0,30 um / 1,86 um		0,30 um / 1,98 um	
7	0,22 um / 0,98 um		0,27 um / 1,31 um		0,27 um / 1,10 um	
8	0,54 um / 2,34 um		0,36 um / 1,63 um		0,59 um / 3,12 um	
9	0,31 um / 1,21 um		0,26 um / 1,09 um		0,33 um / 1,52 um	
10	0,31 um / 2,80 um		0,36 um / 2,01 um		0,35 um / 2,54 um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

II. Rugosidade- higiene mecânica - subgrupo impresso.

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	2,10 um / 7,94 um		1,62 um / 6,5 um		2,27 um / 8,06 um	
2	0,26 um / 1,22 um		0,88 um / 3,84 um		2,27 um / 11,15 um	
3	3,01 um / 10,94 um		3,01 um / 9,86 um		4,28 um / 23,64 um	
4	1,12 um / 4,94 um		4,66 um / 22,83 um		0,86 um / 4,20 um	
5	1,19 um / 4,35 um		2,67 um / 13,71 um		1,55 um / 5,91 um	
6	0,05 um / 0,25 um		0,75 um / 3,62 um		2,15 um / 12,90 um	
7	0,46 um / 2,49 um		0,30 um / 1,56 um		0,48 um / 2,45 um	
8	0,43 um / 2,04 um		1,45 um / 6,06 um		0,18 um / 0,78 um	
9	1,11 um / 4,6 um		0,17 um / 0,82 um		1,53 um / 7,25 um	
10	1,39 um / 5,37 um		1,71 um / 5,98 um		0,33 um / 1,63 um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

III. Rugosidade- higiene mecânica - subgrupo fresado

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	0,40 um / 7,76 um		2,18 um / 26,54 um		0,89 um / 10,31 um	
2	0,51 um / 39,79 um		0,89 um / 48,82um		1,37 um / 53,98 um	
3	1,54 um / 21,12 um		0,80 um / 44,33 um		1,03 um / 14,48 um	
4	1,34 um / 48,61 um		0,77 um / 44,13 um		0,91 um / 45,53um	
5	0,48 um / 4,17 um		0,80 um / 45,10 um		0,54 um / 7,43 um	
6	0,99 um / 49,21 um		1,21 um / 17,01 um		0,87 um / 46,33 um	
7	4,67 um / 56,66 um		1,01 um / 11,33 um		0,79um / 47,81 um	
8	0,90um / 17,80 um		0,21 um / 3,16 um		2,54 um / 29,72 um	
9	0,75 um / 45,27 um		5,81um / 81,55 um		1,04 um / 15,64 um	
10	0,86 um / 15,55 um		0,54 um / 5,89 um		0,99 um / 11,31um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

IV. Rugosidade- higiene mecânica e química - subgrupo termopolimerizável

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	0,61 um / 13,83 um		0,54 um / 12,16 um		0,48 um / 11,21 um	
2	3,23 um / 30,80 um		1,65 um / 24,28 um		0,11 um / 1,35 um	
3	0,22 um / 5,10 um		0,89 um / 15,14 um		0,21 um / 2,23 um	
4	0,77 um / 46,12 um		0,77um / 45,02 um		0,62 um / 39,37 um	
5	0,65 um / 10,11 um		0,14 um / 1,52 um		0,32 um / 4,59 um	
6	0,17 um / 2,72 um		0,48 um / 5,59 um		0,64 um / 12,86 um	
7	0,46 um / 2,49 um		0,30 um / 1,56 um		0,48 um / 2,45 um	
8	0,56 um / 11,67 um		0,60 um / 14,0 um		0,61 um / 7,56 um	
9	0,45 um / 4,23 um		0,80um / 45,67 um		0,54 um / 6,18 um	
10	0,26 um / 2,65 um		1,15 um / 36,62 um		0,85 um / 26,56 um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

V. Rugosidade- higiene mecânica e química - subgrupo impresso

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	0,51 um / 7,82 um		0,26 um / 3,25 um		0,97 um / 12,75um	
2	0,15 um / 2,09 um		0,43 um / 5,40 um		0,27 um / 2,93 um	
3	0,97 um / 10,12 um		0,29 um / 2,57 um		0,71 um / 10,38um	
4	1,80 um / 15,39 um		1,69um / 46,21 um		2,16 um / 46,30 um	
5	0,14 um / 1,43 um		0,92 um / 40,62 um		0,81 um / 9,70 um	
6	1,04 um / 12,01 um		0,74 um / 8,27 um		0,89um / 42,72 um	
7	0,21 um / 1,21 um		1,01 um / 11,18 um		0,54 um / 8,92 um	
8	0,74 um / 4,78 um		0,61 um / 4,75 um		1,32 um / 43,54 um	
9	0,74 um / 4,78 um		0,61um / 4,75 um		1,32 um / 43,54 um	
10	0,59 um / 7,96 um		0,84um / 32,35 um		0,70 um / 41,92 um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

VI. Rugosidade- higiene mecânica e química - subgrupo compactado

Amostras	Ra	Rz	Ra	Rz	Ra	Rz
	(Centro da Amostra)		(1,0mm a direita)		(1,0 mm a esquerda)	
1	1,07 um / 21,51 um		3,25 um / 40,70 um		0,91 um / 33,70um	
2	0,43 um / 4,67 um		2,12 um / 19,77 um		3,33 um / 28,86 um	
3	0,58 um / 5,15 um		1,17 um / 22,84 um		1,03 um / 11,63um	
4	0,25 um / 2,09 um		0,90um / 11,24 um		0,27 um / 3,48, um	
5	0,70 um / 8,07 um		1,04 um / 20,86 um		0,55 um / 9,25 um	
6	0,66 um / 6,13um		0,55 um / 5,75 um		0,94um / 8,42 um	
7	0,51 um / 5,59 um		0,77 um / 7,28 um		0,68 um / 44,17 um	
8	1,01 um / 48,67 um		1,01 um / 15,71 um		0,70 um / 11,39 um	
9	1,31 um / 20,53 um		1,14um / 48,92 um		1,26 um / 15,46 um	
10	7,30 um / 62,45 um		3,93 um / 34,41 um		7,34 um / 81,28 um	

Fonte: Elaborado pelo pesquisador.

APÊNDICE C. Resultados da pesquisa - Resistência flexural.

Os resultados dos valores da resistência flexural dos subgrupos estão listados abaixo:

I. Resistência à flexão- higiene mecânica - subgrupo termopolimerizável

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	317,97	46,85	99,95
2	312,39	27,41	58,48
3	278,22	29,81	63,60
4	178,98	10,25	21,85
5	313,42	45,86	97,82
6	264,02	34,01	72,55
7	299,45	40,42	86,22
8	307,08	28,27	60,31
9	243,08	34,74	74,10
10	337,31	51,04	108,89

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

II. Resistência à flexão- higiene mecânica - subgrupo impresso

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	251,40	84,14	217,20
2	314,65	85,87	221,65
3	302,53	78,24	201,96
4	277,12	80,71	208,32
5	265,73	78,66	203,23
6	280,75	81,50	210,23
7	240,09	78,88	203,60
8	235,39	72,95	188,30
9	295,88	82,11	211,93
10	279,54	89,30	230,51

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

III. Resistência à flexão- higiene mecânica - subgrupo compactado

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	252,22	43,49	260,94
2	397,63	60,01	360,58
3	364,84	40,01	240,01
4	391,70	58,56	351,34
5	367,27	54,26	302,56
6	363,22	61,64	369,83
7	278,17	71,47	452,17
8	389,90	63,21	296,64
9	489,31	68,72	314,21
10	493,89	61,30	272,91

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

IV. Resistência à flexão- higiene mecânica e química- subgrupo termopolimerizável

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	60,13	9,060	108,72
2	85,75	3,40	40,77
3	29,65	3,71	59,20
4	55,55	4,06	57,87
5	45,23	21,87	69,04
6	77,51	6,76	74,95
7	117,87	13,85	149,52
8	56,46	5,95	82,64
9	55,63	5,95	81,11
10	76,34	5,84	73,29

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

V. Resistência à flexão- higiene mecânica e química- subgrupo impresso

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	14,84	5,36	103,16
2	25,70	6,19	119,14
3	44,17	11,58	222,78
4	28,16	6,41	123,35
5	26,34	7,44	143,24
6	31,78	10,40	221,67
7	38,77	8,85	188,66
8	40,51	10,22	213,67
9	44,70	10,17	216,83
10	38,48	9,34	199,19

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

VI. Resistência à flexão- higiene mecânica e química- subgrupo compactado

Amostra	Módulo Automático	Esforço de Flexão (Quebra)	Carga em Quebra
	(MPa)	(GPa)	(N)
1	59,42	15,34	396,45
2	52,29	14,61	168,61
3	26,72	6,64	168,61
4	33,67	9,82	253,42
5	30,67	9,71	250,58
6	29,96	8,23	212,32
7	33,52	10,53	271,72
8	36,20	11,31	364,92
9	33,30	7,99	257,66
10	38,48	9,34	199,19

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.