

Próteses flexíveis, uma opção viável?

Catarina Filipa Moreira da Silva Parada

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em
Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Gandra, 5 de junho de 2020

Catarina Filipa Moreira da Silva Parada

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em
Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Próteses flexíveis, uma opção viável?

Trabalho realizado sob a Orientação de Prof. Doutor José Manuel
da Silva Mendes

Declaração de Integridade

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

DECLARAÇÃO DO ORIENTADOR

Eu, **José Manuel da Silva Mendes**, com a categoria profissional de **Professor auxiliar** do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, tendo assumido o papel de Orientador da Dissertação intitulada *Próteses Flexíveis, uma opção viável?*, do Aluno do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, **Catarina Filipa Moreira da Silva Parada**, declaro que sou de parecer favorável para que a Dissertação possa ser depositada para análise do Arguente do Júri nomeado para o efeito para Admissão a provas públicas conducentes à obtenção do Grau de Mestre.

Gandra, 5 de junho de 2020

O orientador

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por serem os primeiros a acreditar e a investir em mim. Por serem o meu maior pilar e o mais seguro porto de abrigo. Se hoje sou a pessoa que sou é graças a eles que nunca desistiram de mim. Nada será suficiente para lhes retribuir todo o esforço, amor e dedicação.

À minha irmã, a melhor amiga e companheira que poderia pedir, pela disponibilidade, por nunca me falhar e por me aturar nos momentos mais tensos desta caminhada.

Às minhas colegas de curso e amigas, Catarina Barbosa, Inês Gonçalves e Inês Melo, por toda a ajuda, pelo ombro amigo sempre disponível, pelo companheirismo, pelas gargalhadas e pelas lágrimas.

À minha binómia, Sofia Ribeiro, pela entreaajuda e apoio ao longo destes três semestres na clínica.

Ao meu orientador, Prof. Doutor José Manuel Mendes pela ajuda, paciência e conhecimentos transmitidos.

E, por fim, a todos aqueles que de alguma forma me marcaram e ajudaram nesta fase tão importante e tão feliz da minha vida.

RESUMO

As próteses convencionais acrílicas são as mais utilizadas, pois têm propriedades estéticas satisfatórias, a sua confecção é simples e o seu custo é relativamente baixo, no entanto, as suas propriedades mecânicas são bastante limitadas, podem gerar reações alérgicas e a sua inserção poderá ser um problema para os seus utilizadores.

Assim, uma nova geração de próteses removíveis surgiu para tentar combater as desvantagens das próteses convencionais. As próteses flexíveis são confeccionadas a partir de materiais termoplásticos, como os nylons, pela técnica de moldagem por injeção. São principalmente utilizadas em classes de Kennedy IV e III anterior e em pacientes alérgicos ao acrílico ou metal, tendo diversas vantagens, a sua excelente estética, plasticidade, suavidade, tamanho, peso, longevidade e, além disso, o seu período de adaptação tende a ser mais curto.

Apesar das inúmeras vantagens, alguns microrganismos como *Candida albicans* e *Staphylococcus aureus* parecem ter uma maior afinidade para os nylons do que para o acrílico das próteses convencionais e o rebasamento e conserto das próteses flexíveis são de tal forma complicados que poderá ser preferível fazer uma nova.

Apesar destas desvantagens, os pacientes demonstram uma maior satisfação perante as próteses flexíveis, sugerindo que estas serão a melhor opção a ter em conta sempre que for possível utilizá-las.

PALAVRAS-CHAVE

Flexible dentures, Thermoplastic dentures, Flexible resin for dentures, Polyamide dentures, Injection-molded denture.

ABSTRACT

Conventional acrylic dentures are the most used, because they have satisfactory aesthetic properties, their preparation is simple and their cost is relatively low, however, their mechanical properties are quite limited, they can generate allergic reactions and their insertion may be a problem for their users.

Thus, a new generation of removable dentures has emerged, trying to combat the disadvantages of conventional dentures. Flexible dentures are made from thermoplastic materials, such as nylons, using the injection molding technique. They are mainly used in Kennedy class IV and anterior class III and in patients allergic to acrylic or metal, and they have several advantages, their excellent aesthetics, plasticity, smoothness, size, weight, longevity and, in addition, their adaptation period tends to be shorter.

Despite the numerous advantages, some microorganisms such as *Candida albicans* and *Staphylococcus aureus* seem to have a greater affinity for nylons than for the acrylic of conventional dentures and the relining and repair of flexible dentures are so complicated that the fabrication of a new one may be preferable.

Despite these disadvantages, patients show greater satisfaction with flexible dentures, suggesting that they will be the best option to consider whenever it is possible to use them.

KEYWORDS

Flexible dentures, Thermoplastic dentures, Flexible resin for dentures, Polyamide dentures, Injection-molded denture.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO	2
3. MATERIAIS E MÉTODOS	2
4. RESULTADOS	4
5. DISCUSSÃO.....	11
5.1 Indicações e Contraindicações	13
5.2 Vantagens e Desvantagens.....	13
5.3 Materiais termoplásticos	14
5.3.1 Nylons.....	15
5.3.2 Acetais	16
5.3.3 Acrons	16
5.3.4 Poliésteres.....	16
5.3.5 Policarbonatos	16
5.3.6 Resina acrílica termoplástica	17
5.3.7 Polipropileno.....	17
5.4 Técnica de moldagem por injeção.....	17
5.5 Elasticidade	20
5.6 Dureza.....	22
5.7 Retenção	23
5.8 Rugosidade	25
5.9 Estabilidade de cor	26
5.10 Sorção e Solubilidade.....	27
5.11 Toxicidade	28
5.12 Pressão transmitida à mucosa de suporte.....	29
5.13 Performance Mastigatória.....	30

5.14 Qualidade de vida	31
5.15 Desinfecção	31
5.16 Adesivos	31
5.17 Reforço.....	32
6. CONCLUSÃO	34
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	35

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama da estratégia de pesquisa utilizada neste estudo.....	3
Figura 2 - Tabela de resultados	8

1. INTRODUÇÃO

Alguns dos requisitos para uma prótese ser clinicamente aceitável são a biocompatibilidade, resistência, longevidade, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade química e de cor, fabrico e consertos fáceis e custos moderados.¹

Dentro das próteses parciais removíveis (PPR), as próteses convencionais em acrílico são as mais utilizadas pois têm baixo custo, propriedades mecânicas e estéticas satisfatórias e o seu fabrico, rebasamento e conserto são de fácil execução.² No entanto, a escolha de um eixo de inserção em zonas de reabsorção óssea e inclinação dentária, é complicada.^{3,4} Podem gerar reações alérgicas, devido à lixiviação de monómeros residuais de metilmetacrilato (MMA), comprometendo as propriedades mecânicas e a dureza da prótese.² Além disso, as reações de hipersensibilidade podem originar patologias periodontais sérias, afetando a qualidade de vida dos seus utilizadores.⁵

Outras desvantagens das próteses acrílicas convencionais são a presença de ganchos em zonas visíveis e a sua baixa resistência à fratura, obrigando a uma maior espessura que resultará numa prótese mais volumosa.^{3,6}

Por sua vez, as próteses esqueléticas também não são a alternativa mais viável pois requerem elevadas capacidades na sua preparação, a sua técnica de fabrico é sensível, são pesadas e a base de liga metálica poderá ficar visível.⁷

Assim, uma nova geração de próteses surgiu para tentar combater as desvantagens das próteses convencionais. As próteses flexíveis são confeccionadas a partir de materiais termoplásticos, como os nylons, poliésteres, resinas acrílicas e policarbonatos, pela técnica de moldagem por injeção.^{8,9,10}

Estas próteses oferecem uma estética e conforto excecionais, quando bem confeccionadas são bastante duradouras, a sua inserção é fácil, devido à sua flexibilidade, e têm elevada resistência à deformação, fadiga e a solventes.^{5,7,11} Devido à sua translucidez são capazes de refletir a cor dos tecidos orais subjacentes, sendo praticamente indetetáveis.^{2,3} Além disso, como os ganchos são do mesmo material que a base, também se difundem nos tecidos orais, melhorando a estética e contribuindo para que os pacientes aceitem um gancho visível na sua prótese.^{3,12}

As próteses flexíveis são boas alternativas para pacientes com hipersensibilidade aos monômeros de acrílico ou níquel, visto que praticamente não têm monômeros livres, sendo também indicadas para pacientes com reabsorções ósseas, inclinações dentárias bilaterais e com microstomia.²

Apesar das inúmeras vantagens, alguns microrganismos como *Candida albicans* e *Staphylococcus aureus* parecem ter uma maior afinidade para os nylons do que para o acrílico das próteses convencionais e, há quem defenda, que estas não devem ser utilizadas como solução definitiva, exceto em casos muito específicos, como alergias.^{13,14}

As próteses flexíveis devem seguir os mesmos princípios de design das próteses convencionais e as suas características podem ser melhoradas através da adição de outros componentes, como as fibras de vidro, que irão aumentar a dureza do material e melhorar a sua flexibilidade.^{14,15,16}

Em suma, os pacientes demonstram um grau de satisfação maior perante as próteses flexíveis, no entanto, o uso destas permanece controverso, uma vez que, podem causar maior deslocamento dos tecidos moles e a sua influência na reabsorção óssea ainda não é totalmente perceptível.^{3,5,6,17} Por isso, as suas indicações devem ser cuidadosamente analisadas para que não sejam utilizadas de forma inapropriada, causando danos maiores.¹⁴

2. OBJETIVO

Esta revisão sistemática tem como objetivo, demonstrar que as próteses flexíveis, apesar das suas desvantagens, têm mais benefícios do que as próteses acrílicas e devem ser utilizadas sempre que possível.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Realizou-se uma pesquisa bibliográfica na base de dados *PubMed* (via *National Library of Medicine*) com o intuito de recolher artigos sobre próteses flexíveis, utilizando as seguintes combinações de palavras " *Thermoplastic denture*" AND " *Flexible resin*", " *Polyamide Dentures*" AND " *Injection molded*", " *Flexible Denture*" AND " *Thermoplastic*", " *Thermoplastic*

Dentures" AND "Polyamide", "Flexible Dentures" AND "Polyamide", "Thermoplastic Denture" AND "Injection molded", "Thermoplastic Denture" AND "Polyamide" AND "Injection molded".

Os critérios de inclusão compreenderam artigos em inglês publicados até dezembro de 2019 e não foram feitas exclusões ao tipo de trabalho. O título e o resumo dos artigos com possível interesse foram avaliados. Em seguida, os artigos selecionados foram lidos e analisados individualmente considerando o objetivo do estudo.

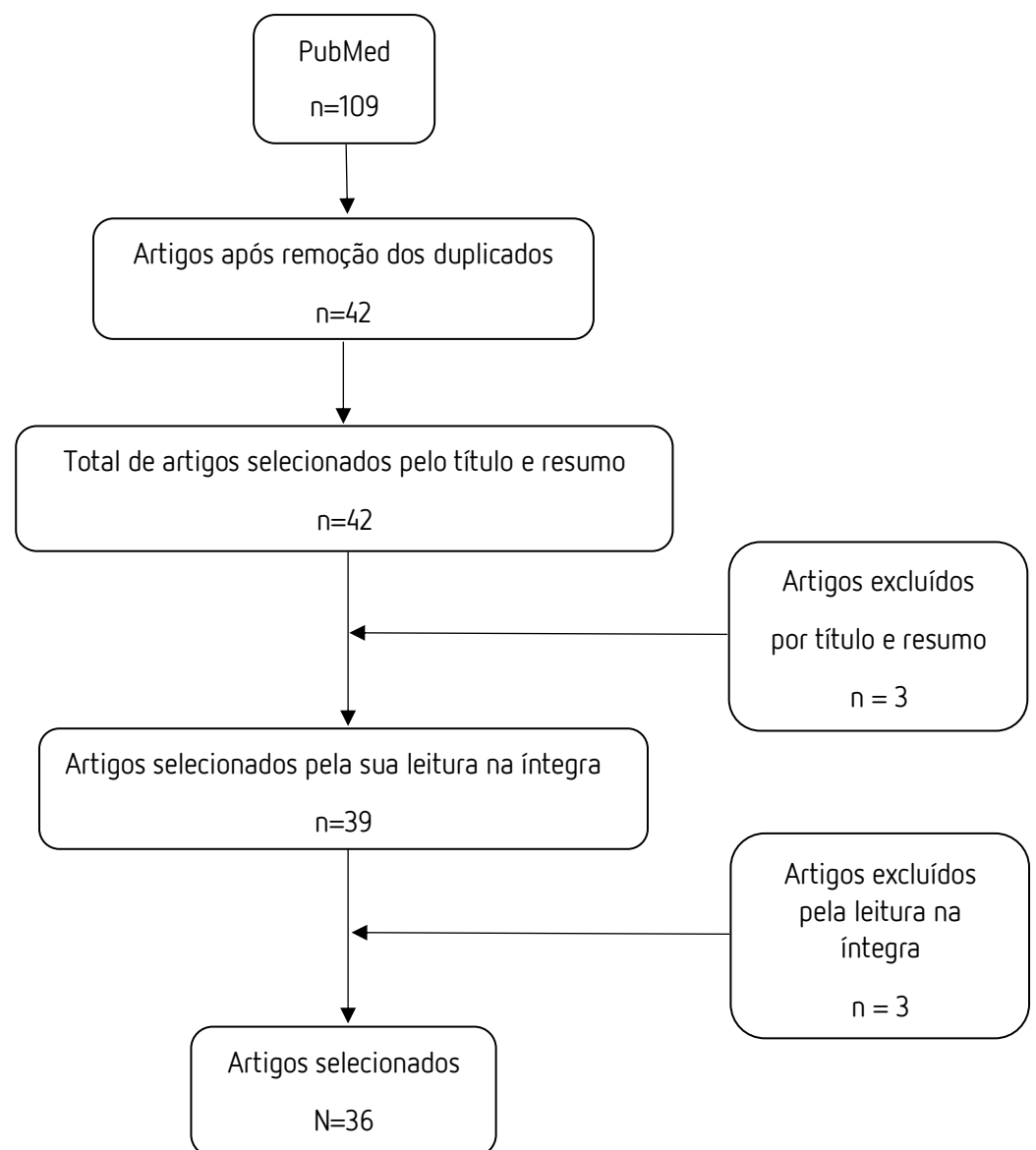


Figura 1 - Diagrama da estratégia de pesquisa utilizada neste estudo

4. RESULTADOS

A pesquisa bibliográfica identificou um total de 109 artigos na *PubMed*, como mostra a Figura 1. Após a leitura dos títulos e resumos dos artigos, 3 foram excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão. Os restantes 39 artigos potencialmente relevantes foram avaliados (fig. 1). Desses, 4 foram excluídos por não fornecerem dados abrangentes considerando o objetivo do presente estudo. Assim, 35 artigos foram incluídos nesta revisão.

Dos 36 artigos selecionados, 15 artigos (41,6%) compararam as propriedades das próteses termoplásticas com as das próteses convencionais, 10 (27,7%) investigaram as diversas propriedades e características dos diferentes materiais disponíveis para o fabrico de próteses flexíveis, 4 (11,1%) avaliaram a qualidade de vida dos utilizadores destas próteses, 3 (8,3%) tratavam-se de casos clínicos, outros 3 (8,3%) avaliaram o efeito dos reforços nas próteses flexíveis e, por último, 1 (2,7%) abordou a técnica de moldagem por injeção. Os principais resultados são apresentados a seguir:

- Avaliando a qualidade de vida relacionada com a saúde oral, percebeu-se que esta aumentou quando os pacientes foram reabilitados com próteses acrílicas, mas foi ainda superior quando utilizadas próteses flexíveis.⁵ Os pacientes tendem a preferir as próteses flexíveis, principalmente pela sua estética e conforto, no entanto, a eficiência mastigatória de alimentos mais duros foi superior para as próteses acrílicas.^{3,18}
- Os constituintes químicos dos adesivos utilizados para auxiliar na retenção de próteses, afetaram negativamente as propriedades mecânicas da poliamida, no entanto, diferentes adesivos, poderão ter diferentes impactos na microdureza das poliamidas.²
- A imersão em desinfetante é um processo crítico pois pode alterar as propriedades das poliamidas, como a Valplast[®], aumentando significativamente a sua resistência ao impacto, mas não à flexão. Para Sunflex[®], a imersão em desinfetante não causou

nenhuma diferença significativa, no entanto, esta tinha valores de resistência, quer ao impacto quer à flexão, significativamente maiores.¹⁹

- Relativamente à retenção, as próteses totais flexíveis mostraram valores de retenção significativamente maiores do que as próteses totais convencionais.²⁰ No entanto, próteses parciais com ganchos flexíveis têm maior deslocamento do que próteses com ganchos metálicos.²¹ Undercuts são reabsorções ósseas provocadas pelas perdas dentárias com consequente abatimento da base protética e inclinação dos pilares,¹⁵ que quando superiores a 0,75mm conferem maior retenção do que undercuts com magnitude superior a 0,50mm, para o mesmo tipo bloqueio horizontal.²²
- As resinas termoplásticas mostram comportamento dúctil quando tracionadas, isto é, deformam permanentemente, mas não fraturam, ao contrário da resina acrílica que fraturou nos estádios iniciais, aos 100MPa.²³ Das resinas termoplásticas, o polipropileno apresentou a menor dureza e a resina acrílica moldada por injeção apresentou a maior, ainda assim, estas foram inferiores à microdureza do polimetilmetacrilato (PMMA).^{1,8,24}
- A resina acrílica termoplástica apresentou a maior estabilidade de cor, no entanto, as diferenças de coloração para a solução de café foram visualmente perceptíveis, mostrando uma fraca estabilidade de cor, além da faixa clinicamente aceitável.⁸ Este achado está em concordância com o de outro estudo que afirma que as alterações de cor foram maiores para a solução de café, independentemente do material.²⁵
- Os resultados da pressão transmitida à mucosa subjacente à prótese foram contraditórios. Num estudo, esta pressão foi mínima para as próteses em PMMA e máxima para as resinas termoplásticas, embora não tenham sido encontradas

diferenças significativas entre o PMMA e o poliéster,²⁶ e noutro, o PMMA mostrou a maior transmissão máxima de pressão.²⁷

- O PMMA e as resinas termoplásticas não apresentam diferenças significativas na sua citotoxicidade,^{10,25} no entanto, o PMMA foi ligeiramente mais tóxico e a longo prazo a citotoxicidade de ambos os materiais aumentou.¹⁰
- Todas as resinas termoplásticas tiveram menor sorção de água do que o PMMA, tendo os policarbonatos obtido os menores valores e a poliamida Lucitone FRS[®] os maiores entre as resinas termoplásticas.²³ Noutros estudos percebeu-se ainda que o polipropileno, a poliamida Valplast[®] e o poliéster exibiram resultados superiores no que diz respeito à sorção e que os acrilatos termoplásticos têm maior sorção do que as poliamidas.^{8,28}
- O PMMA teve maiores valores de solubilidade do que as poliamidas.¹ A poliamida Valplast[®] e o polipropileno foram os únicos materiais a atender aos requisitos de solubilidade.⁸
- O policarbonato foi o material com menor profundidade de desgaste, sendo que, o PMMA também teve valores significativamente menores, comparativamente às poliamidas, poliésteres e ao PMMA moldado por injeção.^{27,29}
- A rugosidade da superfície varia dependendo do material e do tratamento da mesma, se foi ou não polida.⁴ Os resultados acerca deste parâmetro são contraditórios, havendo estudos que mostram que a poliamida tem uma superfície mais suave do que o PMMA convencional,²⁵ outros que dizem que antes do polimento a poliamida é realmente mais suave do que o PMMA, mas após o mesmo tem uma rugosidade 3X superior à do PMMA, embora dentro dos valores aceites,⁴ e

outros que afirmam não haver diferenças significativas entre os diferentes materiais.²⁹

- As resinas termoplásticas têm menor resistência à flexão do que o PMMA.³⁰ Dentro destas, foi observado que o policarbonato teve a maior resistência à flexão enquanto a poliamida teve a menor.¹² O PMMA moldado por injeção foi considerado insuficiente.⁸ As poliamidas rígidas, que foram semelhantes ao poliéster, e os acrilatos termoplásticos tiveram uma resistência à flexão superior à das poliamidas macias, semelhantes ao polipropileno.²⁸
- O PMMA teve maior módulo de elasticidade do que as resinas termoplásticas.^{27,29,30} Dentro das resinas termoplásticas, o policarbonato obteve os valores mais elevados e a poliamida obteve os menores valores.^{12,27,28,30}
- Próteses flexíveis reforçadas com fibras de vidro viram a sua resistência à flexão e módulo de elasticidade aumentados com o aumento do conteúdo em fibras.^{9,31,32} A interface de contacto entre as fibras e as resinas moldadas por injeção foi boa.³²

Autor (ano)	Objetivo	Materiais e Métodos	Tipo de resina termoplástica	Resultados
Akinyamoju CA et al., (2019) ⁵	Comparar a qualidade de vida de pacientes com próteses removíveis acrílicas e flexíveis antes e após o seu uso.	Pacientes com mais de 16 anos, com classes de Kennedy IV e III anterior; Questionário OHIP-14.	Poliamida Valplast®	Os valores do questionário OHIP diminuíram com o tempo de uso de ambas as próteses, indicando que a qualidade de vida dos pacientes aumentou.
Ahmed Ibraheem EM et al., (2019) ²	Avaliar o efeito de dois adesivos na microdureza de próteses flexíveis.	15 espécimes foram imersos em Corega Super Cream® e outros 15 foram imersos em Fitty Dent Cream®; A microdureza foi medida com o teste de dureza de Knoop.	Resina Thermopress® (PMMA termoplástico)	Após a imersão em ambos os adesivos, houve uma redução na microdureza da superfície dos espécimes.
Hssan D et al., (2016) ²⁰	Avaliar a retenção de próteses flexíveis.	Desdentados totais entre os 45 e os 55 anos. Avaliou-se a retenção após 1 e 3 meses de uso, aplicando na prótese uma força crescente de sentido ascendente.	Bre-Crystal® (PMMA termoplástico)	Após 1 e 3 meses, as próteses flexíveis mostraram uma retenção significativamente maior do que as convencionais.
Sequeira AL et al., (2019) ¹⁹	Comparar a resistência à flexão e ao impacto de duas poliamidas e avaliar o efeito da imersão durante 24h em desinfetante à base de nonaldeído.	24 espécimes foram imersos em nonaldeído com 2% de peroximonossulfato e outros 24 foram imersos em água destilada; O teste de flexão foi feito com 5% de deflexão e a resistência ao impacto foi medida através do teste de Charpy.	Poliamidas Valplast® e Sunflex®	O grupo Valplast® mostrou menor resistência à flexão e ao impacto do que o grupo Sunflex®. A exposição ao desinfetante aumentou significativamente a resistência ao impacto de Valplast®, enquanto que para Sunflex® não houve nenhum efeito significativo.
Nasution H et al., (2018) ²⁷	Avaliar a área de transmissão de pressão e a transmissão máxima de pressão de resinas termoplásticas, assim como o módulo de elasticidade e a nanodureza.	As pressões foram medidas sob uma carga de impacto, o módulo de elasticidade e a nanodureza foram obtidos através de um sistema de ultramicroindentação.	Policarbonato, poliamida e etileno-propileno	O PMMA mostrou a maior transmissão máxima de pressão, o maior módulo de elasticidade e nanodureza, a poliamida mostrou o menor módulo de elasticidade e o etileno-propileno a menor dureza.

Horie N et al., (2019) ²¹	Investigar e comparar o deslocamento vertical de próteses convencionais com ganchos metálicos e de próteses flexíveis.	Foram utilizadas próteses flexíveis com e sem apoios oclusais e próteses acrílicas convencionais. A quantidade de deslocamento foi medida sob uma carga de 50N exercida no primeiro e segundo molares artificiais.	Poliamida Valplast® e poliéster.	O deslocamento vertical do poliéster foi significativamente menor do que o de Valplast® e as próteses convencionais com ganchos metálicos mostraram menor deslocamento do que as flexíveis.
Shah J et al., (2014) ¹	Avaliar e comparar a sorção, solubilidade e microdureza do PMMA convencional e de uma resina termoplástica.	As propriedades foram medidas segundo a especificação nº12 da Associação Americana de Médicos Dentistas.	Poliamida.	O PMMA termopolimerizável mostrou valores de sorção, solubilidade e microdureza maiores do que a poliamida.
Hamanaka I et al., (2011) ³⁰	Investigar as propriedades mecânicas das resinas termoplásticas	A resistência à flexão no limite proporcional (FS-PL) e o módulo de elasticidade foram medidos através da aplicação de uma carga e a resistência ao impacto foi medida através do teste de Charpy.	Poliamidas LucitoneFRS® e Valplast®, poliéster e policarbonato	FS-PL: PMMA > Poliéster e Policarbonato > Poliamidas; Resistência ao impacto: LucitoneFRS® > Policarbonato > Valplast® > Poliéster > PMMA convencional; Módulo de elasticidade: Policarbonato > Poliéster > LucitoneFRS® > Valplast®.
Uzun IH et al., (2013) ¹⁰	Investigar a citotoxicidade a longo prazo da poliamida e do PMMA convencional.	Foram utilizadas culturas de fibroblastos humanos e a citotoxicidade foi avaliada através da viabilidade celular e do ensaio de captação de vermelho neutro.	Poliamida	A curto prazo não houve diferenças significativas entre os diferentes materiais e os seus respetivos grupos controlo, no entanto, após 8 semanas a citotoxicidade dos materiais aumentou significativamente.
Nagakura M et al., (2017) ³¹	Investigar os efeitos do reforço com fibras de vidro nas propriedades físicas das próteses flexíveis.	Foram preparados espécimes de polipropileno com conteúdo em fibras de vidro de 0, 5, 10, 20, 30, 40 e 50%. Foram realizados testes de microindentação e de flexão sob 3 pontos.	Polipropileno	O reforço com fibras de vidro não afeta as propriedades da superfície porque estas encontram-se embebidas no polipropileno. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade aumentaram com o aumento do conteúdo em fibras.

<p>Hamanaka I et al., (2016)²⁹</p>	<p>Investigar a resistência ao uso de próteses termoplásticas.</p>	<p>Foram testadas 6 resinas termoplásticas e um PMMA convencional funcionou como grupo controlo. O módulo de elasticidade, a dureza, a profundidade de desgaste e a rugosidade foram medidas através de nanoindentação.</p>	<p>Poliamida LucitoneFRS® e Valplast®, poliéster, policarbonato e PMMA termoplástico</p>	<p>O módulo de elasticidade e a dureza das resinas termoplásticas foram significativamente menores do que os do PMMA convencional. A profundidade de desgaste do policarbonato e do PMMA convencional foram significativamente maiores do que os restantes materiais. Após os testes, a rugosidade das resinas termoplásticas foi significativamente maior do que a do PMMA convencional.</p>
---	--	---	--	---

Figura 2 - Tabela de resultados

5. DISCUSSÃO

O fabrico de uma prótese, principalmente para desdentados parciais, pode ser um verdadeiro desafio dadas as várias interferências, os vários eixos de inserção, os dentes inclinados e a oclusão disfuncional.¹⁵

As próteses acrílicas são práticas, têm boa condutividade térmica, estabilidade de cor e baixa permeabilidade a fluídos orais, no entanto, sofrem contração de polimerização, causando alterações dimensionais, que são um fator crítico na retenção e estabilidade da prótese.²⁰ Além disso, com o tempo, vão ocorrendo mudanças progressivas na boca, nomeadamente a reabsorção óssea da mandíbula, que geram desconforto e má adaptação das próteses rígidas, que não se ajustam às novas formas.³³

Surgiram então as resinas termoplásticas, que possuem propriedades mecânicas que permitem ultrapassar muitas das limitações das próteses acrílicas convencionais e cuja flexibilidade permite que as forças mastigatórias sejam balanceadas pela superfície da prótese ao invés de pontos de suporte individuais.^{3,20} No início eram somente utilizadas como próteses provisórias imediatas ou em casos específicos, no entanto, atualmente, são um tratamento de eleição.^{2,15}

As próteses flexíveis, só do ponto de vista estético têm inúmeras vantagens em comparação às acrílicas ou às esqueléticas e podem ser consideradas no tratamento de qualquer paciente, no entanto, é necessário que haja cuidados adequados com a prótese, de forma a minimizar o aparecimento de manchas que afetam a sua estética.³⁴

Estas podem ser uma solução para os pacientes com próteses convencionais que sintam dor no simples ato de mastigar, têm maior capacidade respiratória do que as próteses convencionais, prevenindo a acumulação de bactérias, e utilizam os rebordos dentários e processos alveolares para aumentar a sua retenção.^{13,15} Isto é, ao invés de ganchos metálicos, estas próteses têm uma pequena extensão da base pelos undercuts que atua como gancho.³⁴ Ora, por não reterem somente nos dentes pilares para obter apoio e retenção, as tensões sobre estes são aliviadas.³

No entanto, tem sido enfatizada a ocorrência de fraturas e perda de força retentiva devido à permanente deformação dos ganchos em resina, principalmente quando estes estão sujeitos a forças retentivas excessivas para evitar a potencial perda de retenção.²²

Além disso, os materiais termoplásticos, geralmente, exibem uma deformação plástica considerável antes da sua falha, no entanto, a deformação plástica de um material além do seu limite proporcional altera permanentemente as suas dimensões, condição inaceitável para materiais protéticos cuja estabilidade dimensional é um pré-requisito para o seu uso.³² O material de uma prótese deve ter um limite proporcional suficientemente alto, para que a deformação não resulte das tensões aplicadas durante a mastigação.³⁰

É de salientar que próteses flexíveis não são o mesmo que próteses convencionais rebasadas com uma resina mole para proteger as gengivas do acrílico duro, que a flexibilidade não é uma vantagem numa situação de prótese completa, pois o selamento periférico que confere retenção pode ser fraturado durante a função, e que as propriedades da superfície destas próteses são importantes, dado que afetam a sua facilidade de manutenção e longevidade.^{2,15,20}

Atualmente, os pacientes preferem materiais livres de metal, pois oferecem melhores resultados estéticos, e é em resposta a essa demanda que as próteses flexíveis se tornam tão amplamente aplicadas, no entanto, as suas desvantagens devem ser sempre reconhecidas e lembradas.²¹ Assim sendo, todos os métodos protéticos disponíveis devem ser considerados no planeamento de tratamentos complexos.¹³

Na determinação do tipo de prótese é importante ter em conta o número e a inclinação dos dentes pilares, a saúde periodontal, extensão do espaço edêntulo, condição da mucosa onde vai assentar a prótese e quantidade e qualidade de osso na área edêntula.⁷ Pois, quando utilizadas em casos inapropriados, as próteses flexíveis poderão causar problemas maiores, como a reabsorção anormal da crista alveolar residual e o aumento da mobilidade dos dentes pilares.¹⁴

Além disso, não se deve negligenciar as expectativas e requisitos dos pacientes, assim como os custos do tratamento.⁷

Se o paciente optar por uma prótese flexível, este deve obedecer rigorosamente às consultas de follow-up e deve ser instruído a praticar uma boa higiene oral e a higienizar a prótese regularmente após as refeições.¹³ Além disso, a prótese deve ser retirada da boca aquando da escovagem dos dentes naturais, para evitar riscos causados pela escova, e os

pacientes devem somente utilizar escovas de cerdas suaves para higienizar a prótese. Por último, o paciente deve retirar a prótese durante a noite e mantê-la em água.^{34,35,36}

5.1 Indicações e Contraindicações

As próteses flexíveis estão indicadas para pacientes com elevado reflexo de vômito, alérgicos ao metal ou acrílico, com base protética complicada, como palato em quilha, com doenças sistêmicas como a diabetes, pois são mais suscetíveis à atividade traumática da prótese,¹³ com displasia ectodérmica, undercuts bilaterais inoperáveis, nos quais esteja contraindicada a cirurgia pré-protética, cancro oral, tórus ou fenda palatina,¹⁵ abertura de boca limitada e pacientes geriátricos ou com disfunções.^{1,10}

No entanto, também existem situações para as quais estas próteses estão contraindicadas, entre elas, pacientes com espaço interarcada insuficiente (espaço inferior a 4mm para posicionamento dos dentes artificiais), rebordos residuais proeminentes, cristas planas e flácidas com suporte insuficiente de tecidos moles,³⁴ deslizamento vertical ou poucos dentes remanescentes, pois resultam em forças excessivas nos ganchos de resina, coroas clínicas curtas e pacientes com higiene oral pobre, pois graças aos ganchos de resina uma vasta área em torno do dente pilar vai tornar-se pouco higiênica, podendo haver exacerbação de cáries e doença periodontal senão existir um controlo adequado da placa bacteriana.¹⁴

É necessário especial cuidado se o suporte oclusal tiver sido totalmente perdido ou se a posição oclusal for instável.¹⁴ Além disso, os espaços edêntulos devem ser, preferencialmente, parciais.¹³

5.2 Vantagens e Desvantagens

São várias as vantagens das próteses termoplásticas, entre elas, uma boa estética, dado que os ganchos são fabricados à cor dos tecidos, tamanho, peso, plasticidade, suavidade, período de adaptação mais curto, menor necessidade de correções, mantêm a sua resiliência mesmo após vários anos,¹³ são mais económicas do que as próteses esqueléticas,⁵ a sua translucência permite que o tom dos tecidos de suporte transpareça e

total biocompatibilidade dada a inexistência de monómeros residuais. Além disso, contrariamente às próteses acrílicas, não costumam causar lesões, nem sobrecarregar os dentes pilares, fraturas são improváveis,¹⁵ são confortáveis pois podem ser confeccionadas bastante finas, a sua flexibilidade absorve parte das forças de mastigação, a manutenção da sua inserção é fácil, são duradouras com elevada resistência à fadiga e a solventes, não acumulam material biológico,⁷ requerem preparos em boca mínimos ou inexistentes,³⁴ têm boa adaptação, memória elástica, podem utilizar undercuts como meio de retenção e têm valores de sorção e solubilidade menores do que as próteses em PMMA.^{18,19}

No entanto, estas próteses também possuem desvantagens, podem causar halitose, encurtam visualmente as coroas dentárias caso se formem pequenos aglomerados de nylon, os ganchos de acetal tornam os dentes mais espessos e menos naturais.^{13,29} É necessário ter extrema precaução durante a sua confecção de forma a evitar o contacto dos meios quentes com a pele, podem sofrer descoloração devido à sorção, são propícias à pigmentação por diversos alimentos se não forem corretamente polidas e regularmente higienizadas pelos utilizadores.¹⁵ Rebasamentos e consertos são difíceis, os custos são mais elevados do que os das próteses acrílicas.^{3,34} Têm falta de rigidez e adesão inadequada às resinas polimerizáveis dos dentes artificiais em caso de fratura,³⁵ os seus ganchos têm menor retenção do que os metálicos²⁴ e podem exacerbar a condição periodontal do paciente.¹⁴ Necessitam de elevadíssimas temperaturas e pressão de processamento, devido à alta viscosidade de fusão da matriz.³¹ Além disso, requerem um polimento especial e uma manutenção superior às próteses acrílicas, pois, com o tempo, a sua superfície vai tornando-se mais rugosa e perdendo o brilho, podendo favorecer o crescimento de *Candida albicans*,¹⁴ e tem vindo a verificar-se que não regressam totalmente à sua forma original.¹¹

5.3 Materiais termoplásticos

Os polímeros termoplásticos são produzidos através da reação de condensação entre uma diamina e um ácido dibásico.¹⁹ O peso molecular e o alinhamento das fibras vão influenciar as propriedades mecânicas das próteses termoplásticas.²³

Todos os materiais termoplásticos são caracterizados pela sua espessura e estrutura interna não porosa que impede a penetração da saliva. São produzidos manualmente pela técnica de moldagem por injeção.¹³

5.3.1 Nylons

Derivam do ácido dicarboxílico, da diamina, aminoácidos e lactamases,³⁴ são livres de monómeros ou metais, têm elevada elasticidade e durabilidade, a sua dureza e força mecânica são menores que as dos metais, são resistentes à fadiga, à abrasão e a solventes, têm baixa expansão térmica, boas propriedades óticas e várias cores, incluindo transparente.¹³ São flexíveis, têm estabilidade dimensional e de cor, baixa sorção de água, não são porosos e não acumulam material biológico, odores ou manchas.¹⁵

Dentro das resinas de nylon, as mais comuns são as poliamidas, polímeros cristalinos com propriedades adequadas para serem materiais protéticos elásticos de alta qualidade, como a baixa solubilidade, elevada resistência, flexibilidade e maleabilidade superior.²⁵ No entanto, têm baixo ponto de fusão, o que as torna difíceis de polir, o polimento húmido é considerado necessário e, mesmo assim, na inspeção visual, o brilho da superfície é menor do que o do PMMA,⁴ além disso, a sua contração térmica é superior à das restantes resinas termoplásticas e não aderem a resinas autopolimerizáveis, pelo que, consertos e rebasamentos são difíceis e devem ser executados em laboratório.^{12,24}

Próteses feitas de poliamida são fáceis de colocar e remover, podendo ser utilizadas em undercuts profundos.³⁰ Fornecem excelente ajuste e têm baixo risco de fratura durante a mastigação ou se deixadas cair.⁹

A poliamida-12 é proposta como material para bases protéticas devido à sua dureza e elevada resistência ao impacto e à fratura, no entanto, a resistência à flexão, o módulo de elasticidade e a rigidez são inferiores a outros materiais termoplásticos, como o poliéster e o policarbonato.⁹

A poliamida-6 é particularmente atrativa dado o seu preço competitivo, a sua excelente resistência e rigidez, o seu baixo coeficiente de fricção, a sua elevada estabilidade dimensional e a sua resistência ao uso e a químicos, tornando-a a poliamida mais utilizada no mundo.⁹

5.3.2 Acetais

São utilizados para complementos, como ganchos elásticos, têm elevada resistência, flexibilidade e elasticidade, baixa condução térmica, são rígidos, podem ser esterilizados a 120°C e não formam bolhas de ar mesmo na confeção dos elementos mais pequenos. São resistentes à água e a solventes orgânicos alcalinos fracos e fortes, têm compatibilidade limitada com os nylons, elevada resistência à fadiga e à humidade, estabilidade de tamanho e forma a temperaturas elevadas, baixo coeficiente de fricção, elevada resistência a fungos e bactérias, boas propriedades deslizantes e elevado ressalto de resiliência. São produzidos através da técnica de moldagem por injeção ou scanning.¹³

5.3.3 Acrons

São utilizados na confeção de próteses parciais e totais removíveis. Combinam o elevado brilho do acrílico com a resistência à fratura e elasticidade das poliamidas.¹³

5.3.4 Poliésteres

Apresentam elevado módulo de elasticidade, semelhante ao do PMMA convencional, sendo, por isso, mais rígidos e podendo causar tensões nos dentes pilares durante a inserção e desinserção.³⁰ São seguros, estéticos e têm uma funcionalidade excepcional.²⁴

Os poliésteres ligam-se bem às resinas autopolimerizáveis, o que significa que os concertos e o acrescento de dentes podem ser realizados em consultório, têm força de adesão maior e, resiliência e dureza menores do que as poliamidas e os policarbonatos. A sua baixa resiliência significa que é vulnerável à fratura, enquanto que a sua baixa dureza o torna suscetível à abrasão, observando-se problemas de rugosidade da superfície a longo prazo.²⁴

Estas resinas tendem a ser pegajosas durante o polimento e deve evitar-se o uso de produtos de limpeza fortemente alcalinos nas mesmas, para evitar degradação.²⁴

5.3.5 Policarbonatos

Apresentam alto módulo de elasticidade, semelhante ao do PMMA convencional, sendo, por isso, mais rígidos e podendo causar tensões nos dentes pilares durante a inserção e

desinserção.³⁰ O policarbonato tem uma boa fluidez, replicando todos os detalhes.³² A sua resistência e módulo de flexão são ambos maiores do que os das poliamidas e poliésteres.²⁴

A sua adesão a resinas autopolimerizáveis é semelhante à das resinas acrílicas.²⁴

No entanto, após moldagem, a sua contração térmica é maior do que as restantes resinas termoplásticas.³²

5.3.6 Resina acrílica termoplástica

É mais macia do que as restantes resinas termoplásticas, tem estabilidade de cor e baixa sorção de água.²⁴ É utilizada em próteses completas, coroas e pontes provisórias e é fabricada através de moldagem por injeção ou hot stamping.¹³

5.3.7 Polipropileno

Tem a maior densidade, absorve menor quantidade de água e é o mais barato dos materiais termoplásticos. Pode ser facilmente processado devido às baixas temperaturas de fusão e processamento.³¹

5.4 Técnica de moldagem por injeção

A estabilidade dimensional foi aprimorada com a técnica de moldagem por injeção em comparação com a técnica de moldagem por compressão, diminuindo a contração de polimerização e as alterações na dimensão vertical.¹⁶

Dentes em resina acrílica não aderem quimicamente à base das próteses flexíveis, estes são retidos mecanicamente pela confecção de orifícios em forma de T, pelos quais o material termoplástico vai fluir durante a injeção da resina no molde, retendo mecanicamente os dentes – técnica de suporte de tecido Retento-Grip.^{24,34} Ainda assim, os dentes artificiais podem fraturar ou perder-se quando sobrecarregados.³⁵

Os equipamentos específicos necessários para esta técnica incluem: prensa mecânica, mufla para moldagem por injeção, cartuchos, suporte de cartuchos e forno elétrico para cartuchos.³⁶

Para o acabamento não devem ser utilizados os mesmos instrumentos do acrílico pois estes geram calor que pode causar rugosidade e distorção da prótese.³⁶

Os passos para a confecção de uma prótese flexível são os seguintes: ³⁶

1. Fazer impressões com material hidrocolóide ou elastomérico, de forma a obter um modelo, que deve ser duplicado, e registar a relação inter-maxilar através de rolos de oclusão para montagem em articulador.
2. Os orifícios podem ser feitos antes de montar os dentes ou antes de removê-los da mufla após a desmuflagem.
3. A cera é retirada do modelo por colocação da mufla em água a ferver por 3 a 5 minutos. Em seguida, abre-se a mufla e os resíduos de cera são limpos com água corrente a ferver. A cera deve ser completamente removida dos orifícios nos dentes, de forma a que o material termoplástico flua corretamente pelos mesmos e não haja futuros problemas de retenção entre os dentes e a base protética.
4. As margens das duas metades da mufla devem ser inspecionadas para assegurar que encaixam corretamente.
5. Aplicar uma camada fina de agente de separação no modelo e deixar secar completamente.
6. Selecionar o cartucho de resina adequado de acordo com o tamanho, borrifar spray de silicone no mesmo para impedir que este adira ao suporte de cartuchos, colocá-lo no mesmo e levar ao forno elétrico para cartuchos. O material está armazenado nos cartuchos sob a forma de grânulos que devem ser plasticizados durante 15 a 20 minutos, entre 550 a 560°C.
7. Remover o cartucho do forno e colocá-lo na entrada da mufla em menos de 1 minuto, para evitar que o cartucho arrefeça e que a injeção do material seja parcial ou não ocorra. O tempo de injeção também deverá ser de 1 minuto e, por isso, as alavancas da prensa devem ser giradas rapidamente para aplicar pressão firme até que as molas da prensa estejam totalmente compactadas. O material fluiu para o modelo através dos canais. A pressão deve ser mantida por 3 a 5 minutos e deve ser de 100psi (75psi no mínimo).
8. Após aliviar a pressão, deve deixar-se a mufla arrefecer por 15 a 20 minutos antes de a abrir para evitar distorção.
9. As extensões de material provenientes dos canais devem ser cortadas com um tipo especial de faca ou disco e o acabamento é feito com brocas de valcinato e pedras

verde e rosa, geralmente usadas para acabamento de cerâmica, usando um movimento de corte rápido e leve.

10. O primeiro passo é polir com pedra-pomes ou substituto de pedra-pomes com água, colocando a mistura na prótese e utilizando um disco de polimento.
11. O segundo passo é polir com Trípoli marrom com a prótese mergulhada em água fria para evitar deformações ou queimaduras na superfície. O Trípoli confere brilho à prótese e o pouco calor gerado durante o polimento sela a superfície, para que resista à descoloração e manchas. O resíduo de óleo de Trípoli pode ser removido da prótese com uma escova de cerdas macias.
12. Finalmente, uma superfície altamente brilhante é alcançada com o polimento a seco. A resistência da prótese a manchas depende do seu brilho, sendo que esta deve ser o mais brilhante e sem rugosidade possível.

Técnica de inserção: A prótese flexível deve ser colocada em água aquecida por cerca de 1 minuto e, de seguida, devemos deixar que arrefeça até ser tolerada pelo paciente. Esse processo torna a prótese parcial tão flexível quanto seria à temperatura corporal, permitindo uma inserção inicial muito suave e uma boa adaptação com os tecidos da cavidade oral.³⁶

Se o paciente sentir desconforto por causa de algum gancho demasiado apertado, o mesmo pode ser aliviado ligeiramente, imergindo-o em água quente e dobrando-o para fora. Caso o gancho esteja demasiado solto o procedimento é igual mas dobrando o gancho para dentro de forma a ficar mais justo.³⁶

O rebasamento é menos frequente neste tipo de próteses do que nas próteses convencionais acrílicas, pois enquanto a boca sofrer alterações graduais e saudáveis, as próteses flexíveis permanecerão funcionais e não exigirão rebasamento até que mudanças mais drásticas e anormais ocorram.³⁶ No entanto, caso seja necessário, dada a sua dificuldade de conserto, por norma é realizada uma impressão e tem de ser enviada para o laboratório para realizar os consertos necessários através de reinjeção.²⁴

5.5 Elasticidade

A elasticidade é a propriedade mecânica de certos materiais sofrerem deformações elásticas quando se encontram sujeitos à ação de forças exteriores, recuperando a forma original assim que estas cessem.

O módulo de elasticidade representa a tendência de um material deformar-se elasticamente quando uma força lhe é aplicada, é relativo à rigidez de um material e pode afetar a sua resistência ao uso.^{14,29}

A resistência à flexão, é a capacidade de o material resistir à deformação sob cargas e representa o maior nível de tensão experienciado pelo material no momento da sua rutura. Assim sendo, uma elevada resistência ao impacto e à flexão, geram uma prótese duradoura e mais resistente a fraturas, o que é importante quando esta está sujeita a situações de grande tensão.¹⁹

A flexibilidade é importante para facilitar a inserção, remoção e retenção da prótese, para a absorção de energia quando um paciente a deixa cair³² e está dependente da espessura da mesma, que deve ser inferior a 2mm.³⁶ No entanto, essa mesma propriedade levanta a questão de saber se a prótese será rígida o suficiente para distribuir uniformemente as forças pela arcada dentária.¹⁶ Uma vez que, a flexibilidade de uma prótese termoplástica aumenta o deslocamento de tecidos moles²⁸ e pode irritar os tecidos gengivais, acelerando a reabsorção anormal da crista alveolar residual.²³

Sendo assim, é requerido um módulo de elasticidade mínimo de 2000MPa e uma resistência à flexão de 65MPa.⁸ Idealmente, é preferível que uma PPR sem ganchos metálicos tenha uma resistência à flexão no limite proporcional (FS-PL - tensão máxima que um material elástico pode suportar sem sofrer deformações permanentes) alta, baixo módulo de elasticidade e alta resistência ao impacto, porque uma FS-PL alta pode impedir a deformação permanente da prótese e um módulo de elasticidade baixo oferece facilidade de inserção e remoção da mesma.³⁰

As resinas termoplásticas têm um módulo de elasticidade e uma FS-PL significativamente menores do que o PMMA convencional termopolimerizável.³² Isto pode resultar da adição de dimetacrilato como agente de reticulação do PMMA, causando um aumento da sua resistência e rigidez em comparação com as resinas termoplásticas.²⁷ Apesar do seu baixo

módulo e resistência à flexão, as próteses termoplásticas demonstraram resistência à fratura e, graças ao seu grau de deflexão considerável, têm suficiente longevidade para repetidas inserções e remoções da cavidade oral.²³

A poliamida tem a maior elasticidade e, portanto, é razoável pensar que este material permite o deslocamento mais considerável.²⁶

A resistência à flexão e o módulo de flexão das poliamidas, acrilatos, polipropileno e poliéster não cumpriram com os requisitos mínimos. No entanto, o policarbonato exibiu uma resistência à flexão de 89MPa e um módulo de flexão de 2245MPa, sendo o único polímero termoplástico a atender aos requisitos mínimos para as propriedades de flexão.²⁸

No entanto, outro estudo verificou que a resistência à flexão da poliamida e dos PMMA moldados por compressão e injeção foi superior aos requisitos mínimos.¹⁶

Estes resultados contraditórios poderão ser explicados pela vasta gama de poliamidas disponíveis no mercado, visto que, num outro estudo se verificou uma resistência à flexão de 65MPa ou mais para o poliéster e para as poliamidas Lucitone FRS® e Smiletone®, no entanto, a poliamida Valplast® foi considerada insuficiente comparativamente aos restantes materiais.⁸

A resistência à flexão da poliamida pode ser melhorada com a adição de reforços, no entanto, um material mais rígido não será flexível o suficiente para ser usado em ganchos de prótese.¹⁶ Além disso, resinas termoplásticas que apresentaram baixos módulos de flexão aumentaram o conforto dos pacientes durante o seu uso, proporcionando um ajuste suave.

28

Resumindo, as poliamidas apresentaram baixa FS-PL e baixo módulo de elasticidade, uma apresentou alta resistência ao impacto e outra apresentou valores baixos; o poliéster apresentou FS-PL moderadamente alta, módulo de elasticidade moderado e baixa resistência ao impacto e, por último, o policarbonato apresentou FS-PL e módulo de elasticidade moderadamente altos e resistência ao impacto moderada.³⁰ Ou seja, numa situação clínica de grandes undercuts, a inserção e remoção de próteses removíveis flexíveis de poliamida será mais fácil do que próteses em PMMA ou policarbonato.²⁷

É de salientar que o ambiente de teste e as condições das amostras influenciaram severamente a resistência à flexão e o módulo das resinas termoplásticas. O facto de as

amostras se encontrarem secas no momento do teste aumentou as propriedades de flexão em relação ao grupo que foi armazenado em água destilada e testado ainda húmido.²⁸ Por exemplo, a poliamida-12 seca é significativamente menos flexível, pelo que as próteses da mesma devem ser armazenadas em água antes da inserção e os pacientes devem ser aconselhados em conformidade. Consequentemente, pode ser especulado que a penetração de moléculas de água na estrutura tem um efeito redutor no módulo de elasticidade da poliamida-12.¹⁷

Da mesma forma, a resistência à flexão das resinas acrílicas diminuiu quando testadas em água a 37°C em comparação com o ar.²⁸

Isto indica-nos que a água ou ambientes húmidos diminuem significativamente as propriedades físicas de alguns polímeros, mesmo por um curto período.²⁸ No entanto, são necessárias condições húmidas aquando da investigação das propriedades mecânicas de resinas termoplásticas em relação ao uso na cavidade oral.¹⁷

5.6 Dureza

A dureza é a resistência de um material à deformação plástica, tipicamente medida sob uma carga de indentação, e pode prever a sua habilidade de desgastar a estrutura oposta.^{27,29}

A nanodureza poderá ser influenciada pela resistência à compressão, pelo limite proporcional e pela ductilidade,²⁷ pelo que, o módulo de elasticidade por si só não pode descrevê-la completamente.²⁹

O PMMA demonstrou valores de microdureza superiores aos da resina flexível, devido a uma elevada razão monómero-polímero, à ligação deste material e à presença de monómeros de MMA.¹

Já os materiais termoplásticos demonstraram baixa nanodureza, indicando que eram menos resistentes ao desgaste do que o PMMA. Bases protéticas termoplásticas com baixo módulo de elasticidade e nanodureza podem sofrer alterações dimensionais devido ao desgaste excessivo em comparação com o PMMA. Isto porque, os materiais termoplásticos

são polímeros lineares com falta de agentes de reticulação que, por sua vez, desempenham um papel importante nas propriedades de nanodureza.²⁷

Vários autores relataram uma correlação positiva entre o módulo de elasticidade e a nanodureza dos materiais, exceto para o poliéster, cujo valor da nanodureza foi relativamente baixo, apesar do seu módulo de elasticidade ser alto.²⁹

5.7 Retenção

Relativamente às próteses totais removíveis, a sua retenção está diretamente relacionada com a adaptação da sua base aos tecidos de suporte. Quanto maior for a estabilidade dimensional e a precisão da base protética, maior será a sua adaptação aos tecidos e maior será a retenção. As forças físicas que determinam a retenção de uma prótese total são a tensão superficial, adesão, coesão, espessura do biofilme salivar e a pressão atmosférica. A retenção é otimizada quando existe um fino biofilme entre a prótese e a mucosa.²⁰

A retenção aumenta após o uso, quer das próteses totais flexíveis quer das acrílicas, no entanto, foi óbvio que a retenção da prótese flexível foi maior do que a da prótese convencional, provavelmente devido à adesão máxima alcançada entre a primeira e a mucosa de suporte.²¹

Quanto às próteses parciais removíveis a força retentiva deve ser de, pelo menos, 20N, ou seja, se estas tiverem dois a quatro ganchos, seriam necessários, aproximadamente, 5 a 10N de força de retenção para cada um.¹² O desenho do gancho de resina deve ter em consideração a força de retenção e a distribuição da tensão, de forma a prever o risco de deformação.²²

De acordo com a fórmula de deflexão no cantilever, as forças de retenção dos ganchos são geralmente determinadas pelo comprimento do seu braço, pelo momento geométrico de inércia, pela quantidade de undercut do dente pilar e pelo módulo de elasticidade dos materiais utilizados.¹² Foi notado que o modelo de bloqueio parecia influenciar mais a força de retenção do que o módulo de elasticidade.²²

Sendo assim é importante selecionar a quantidade ótima de undercut para cada material dos ganchos. No caso dos ganchos em resinas termoplásticas, deve optar-se por um

undercut de 0,5 mm, pois necessita de estar adaptado numa zona profunda para alcançar uma retenção clinicamente aceitável.⁹

Além disso, os braços dos ganchos deverão ser mais finos, para evitar a sua falha. Um braço de um gancho de 2,0 mm de espessura é considerado excessivamente grosso para a maioria dos pacientes e resulta em desconforto e falta de higiene. Para a poliamida é necessária uma espessura 1,0 mm com um undercut de 0,5 mm, para o poliéster o undercut deverá ser de 0,25 mm e a espessura de 1,0 mm e, por último, 0,5 mm de undercut e 0,5 mm de espessura para o policarbonato.¹²

Os ganchos das próteses flexíveis são bastante extensos comparativamente aos metálicos, cobrindo uma grande porção do dente pilar e da gengiva que o envolve, de forma a fornecer retenção satisfatória.¹² O braço horizontal recomendado deve exceder $\frac{1}{4}$ da largura mesio-distal mesmo quando a magnitude do undercut excede os 0,5 mm.²²

Próteses com ganchos metálicos tendem a mostrar menor grau de deslocamento vertical do que as próteses flexíveis.²¹

As forças retentivas do policarbonato foram maiores do que as do poliéster, cujos ganchos falharam ao fim de um menor número de ciclos inserção-desinserção, seguindo-se os de policarbonato. A poliamida apresentou forças de retenção extremamente baixas, no entanto, estas aumentaram proporcionalmente ao aumento dos undercuts, e não foram observadas falhas dos seus ganchos até aos 10 000 ciclos.¹²

A maioria dos ganchos de poliamida manteve as forças retentivas constantes ou mostraram uma diminuição inferior a 50%,¹² que poderá estar relacionada com as suas características, uma vez que está mais sujeita à absorção de água, com consequentes alterações na área de retenção, assim como o PMMA, no entanto, este tem ganchos metálicos que asseguram a estabilidade da prótese ao longo do tempo.³⁵

É de salientar que se observou um aumento da vermelhidão da mucosa em torno dos dentes pilares nas próteses de poliamida e de PMMA, provavelmente devido à ausência de apoios oclusais, levando ao afundamento da prótese nos tecidos durante a mastigação e resultando na descamação da gengiva em torno dos dentes pilares.³⁵ Apesar destes achados, há quem defenda que as próteses flexíveis não necessitam de apoios porque, sob

cargas funcionais, as mesmas seriam flexíveis, exercendo tensões indesejáveis sobre os dentes pilares.³⁶

5.8 Rugosidade

Superfícies mais rugosas podem causar descoloração da prótese, ser uma fonte de desconforto para os pacientes e ter maior propensão à adesão de bactérias e fungos, como *Candida albicans*.^{4,17}

Foi sugerido um nível de rugosidade da superfície, para materiais usados na cavidade oral, de 0,2µm, uma vez que não se prevê redução da acumulação de placa abaixo desse valor.⁴

A taxa de arrefecimento da poliamida afeta as propriedades da superfície, isto é, tem sido mencionado que um arrefecimento bastante lento produz um material resistente e relativamente duro, no entanto, com superfície rugosa. Sendo assim, as temperaturas de moldagem por injeção, a pressão e o arrefecimento devem ser padronizados para alcançar qualidades ótimas de superfície.⁴ No entanto, comparando a poliamida-12 com o PMMA, inicialmente, não foram encontradas diferenças significativas entre a rugosidade da superfície dos dois materiais.¹⁷

Outros fatores que contribuem para o aumento da rugosidade da superfície dos materiais protéticos são o envelhecimento artificial, o vinho tinto e café, devido aos ácidos agressivos destes e ao efeito amolecedor do álcool etílico, e as alterações de temperatura durante a termociclagem. No entanto, não foram observadas alterações significativas na rugosidade da superfície quer do PMMA, quer da poliamida-12, cujos valores foram próximos da rugosidade aceite.¹⁷

A técnica de polimento mecânica e química é então, o último fator a influenciar rugosidade da superfície dos materiais dentários.⁴

O polimento do PMMA é mais fácil do que o polimento da poliamida-12.¹⁷ No entanto, a técnica de polimento convencional produziu superfícies que estão abaixo do limiar aceite. Apesar disso, a superfície das amostras de poliamida foi mais rugosa do que a das amostras de PMMA, com diferenças estatisticamente significativas.⁴

Finalmente, o poliéster apresentou alta rugosidade, a poliamida e o PMMA moldado por injeção apresentaram rugosidade moderadamente alta e o policarbonato e o PMMA convencional apresentaram baixa rugosidade.²⁹

5.9 Estabilidade de cor

As resinas protéticas podem sofrer alterações de cor ao longo do tempo devido a fatores intrínsecos e extrínsecos. Fatores intrínsecos estão relacionados com as alterações nas propriedades dos materiais resultantes da exposição, a longo prazo, às condições de temperatura e humidade da cavidade oral. Os fatores extrínsecos incluem a absorção ou adsorção de materiais externos.²⁵

Outras causas de mudança de cor incluem o acúmulo de manchas, desidratação, absorção de água, extravasamento de componentes do material, modificação ou degradação química ao longo do tempo, oxidação, porosidade e rugosidade da superfície. Sendo estas duas últimas influenciadas pela polimerização e polimento.²⁵

Vários estudos reportaram que os fatores extrínsecos causam mais frequentemente alterações de cor nas próteses.²⁵ Dentro destes, o vinho tinto foi o meio que causou maior descoloração da poliamida-12, enquanto o efeito do café foi significativamente menor.¹⁷

Apesar das resinas termopolimerizáveis poderem ser mais propensas à pigmentação do que as resinas termoplásticas, por serem mais porosas, verificou-se que a poliamida, quando polida usando o mesmo método da resina acrílica de PMMA, mostra uma pigmentação mais intensa do que esta, devido à maior rugosidade da sua superfície. No entanto, como cada resina foi polida com as suas próprias brocas e polidores, não se observaram diferenças nas suas rugosidades, o que, possivelmente, terá contribuído para a falta de diferenças significativas nas alterações de cor das diferentes resinas.²⁵

Ainda assim, noutros estudos, as resinas termoplásticas apresentam uma descoloração clinicamente significativa, principalmente, quanto maior for o tempo de coloração.⁸ Um exemplo disso foram as poliamidas e o poliéster que exibiram manchas após imersão, sugerindo que a sua estabilidade de cor necessita de ser melhorada, enquanto o policarbonato demonstrou estabilidade de cor igual às resinas acrílicas.²³

Independentemente dos resultados, foi provado que uma higiene oral adequada e um cuidado profissional podem reduzir substancialmente o problema de descoloração.¹⁷

5.10 Sorção e Solubilidade

A sorção de água pelas resinas protéticas pode desencadear descoloração, halitose e instabilidade dimensional, levando a tensões internas e, em última instância, fraturas e falhas da prótese. Por isso, é crucial utilizar materiais com taxas de sorção de água mínimas.²⁵

A sorção de água depende do grau de hidrofobia e da porosidade do material. Sendo assim, quando as resinas protéticas são imersas, durante longos períodos, em meios aquosos como a saliva, secreções nasais, água ou agentes de limpeza, os seus plastificantes e outros componentes solúveis podem lixiviar. A perda dos plastificantes pode causar uma diminuição da percentagem de alongação e aumentar a dureza.¹

É requerido que a sorção de água e a solubilidade sejam menores ou iguais a $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$, respetivamente, de acordo com os standards internacionais.⁸

Inicialmente as poliamidas tinham elevadas taxas de sorção de água devido à hidrofília das várias ligações amida que formam as principais cadeias destas resinas.²⁵ Portanto, foi sugerido que a concentração do grupo amida nos materiais protéticos tipo poliamida pudesse ser ajustada para um nível tão baixo quanto a dos materiais industriais populares como o nylon 6 ou 66.²³

Surgiram então resinas flexíveis mais recentes com fortes ligações de hidrogénio entre os grupos amida, uma redução nas áreas de fixação das moléculas de água e menores quantidades de monómeros residuais do que as resinas acrílicas convencionais, isto poderá explicar o facto da quantidade de sorção de água destas ser menor que a do PMMA convencional.^{1,25}

Foi sugerido que, uma vez que o ângulo de contacto entre as resinas flexíveis e a água é alto com baixa energia livre de superfície, a repelência da água é também alta, resultando em valores de sorção de água menores,¹ que atenderam aos requisitos e que foram

semelhantes aos do PMMA, no entanto, para o teste de solubilidade, apenas o polipropileno e uma poliamida atenderam aos requisitos.⁸

A menor sorção e solubilidade das resinas flexíveis, poderão eventualmente diminuir a porosidade da prótese e assim promover a manutenção da higiene, reduzindo a acumulação de placa.^{1,23}

5.11 Toxicidade

Foi demonstrado que a lixiviação de substâncias das resinas protéticas pode causar irritação dos tecidos orais, inflamação e até reações alérgicas. A imersão da prótese em água, durante 24h, antes do uso, poderá ser uma opção para reduzir a sua toxicidade.¹⁰

A citotoxicidade do PMMA é geralmente causada pelo MMA, que é libertado da prótese para a saliva ou água. Os níveis de monómero residual variam com a temperatura, amostras polimerizadas a 22°C tinham maiores quantidades de monómero residual do que as polimerizadas a 55°C, e são influenciados pelo tipo de resina, pelo método de cura e pela espessura da prótese.²⁵ A lixiviação de monómeros residuais pelo PMMA é inicialmente alta e completa-se, essencialmente, após 14 dias.¹⁰

No entanto, é considerado que a libertação tardia de outras substâncias químicas presentes na composição do PMMA é mais efetiva na citotoxicidade a longo prazo do que o MMA.¹⁰

Verificou-se que, à semelhança de estudos anteriores, a resina acrílica termoplástica, a poliamida e o PMMA convencional revelaram uma influência insignificante na viabilidade celular, acreditando-se que estes materiais não são citotóxicos.²⁵

No entanto, apesar de a poliamida ser um material livre de monómeros e não ter uma reação de polimerização, outro estudo constatou que o perfil de toxicidade desta foi semelhante ao do PMMA, sem que, no momento do estudo, houvesse conhecimento suficiente acerca das razões da sua citotoxicidade e como poderia ser minimizada.¹⁰

A poliamida e o PMMA termo e auto-polimerizável tiveram um perfil de toxicidade inicial e a curto-prazo semelhantes, exibindo uma diminuição da resposta tóxica, após uma semana, também semelhante. No entanto, o uso a longo prazo causou um aumento acentuado da mesma, isto porque, o período de envelhecimento prolongado pode alterar as

características da superfície dos biomateriais, e estas alterações poderão ser a causa do aumento da citotoxicidade após 8 semanas.¹⁰

5.12 Pressão transmitida à mucosa de suporte

Ao planejar a execução de próteses a partir de materiais flexíveis, é necessário ter em mente as propriedades especiais dos mesmos com referência à distribuição estática das forças mastigatórias.¹¹

Se uma força é aplicada numa prótese rígida, a pressão exercida sobre a mucosa de suporte é proporcional à área da superfície da prótese e é igualmente distribuída pela mucosa. No entanto, se essa mesma força for aplicada numa prótese flexível, a pressão exercida sobre a mucosa vai ser maior no ponto de ação da força, sendo proporcional à força exercida, e a sua distribuição vai depender das propriedades elásticas do material.¹¹

A elasticidade das próteses flexíveis faz com que a tensão da força mastigatória seja suportada por uma parte limitada da crista próxima ao ponto de ação da força, logo, a pressão não é distribuída uniformemente por todos os tecidos cobertos pelas próteses.¹¹

O PMMA mostrou maior área de transmissão de pressão e maior transmissão máxima de pressão, o que pode resultar do seu alto módulo de elasticidade e nanodureza.²⁷

A poliamida e o policarbonato apresentaram área de transmissão de pressão uniforme e menor transmissão máxima de pressão. Enquanto o etileno-propileno, como foi mais rígido do que a poliamida, apresentou uma área de transmissão de pressão localizada e a uma maior transmissão máxima de pressão. Os valores apresentados pela poliamida poderão resultar do seu baixo módulo de elasticidade que fornece resistência ao choque e à tensão repetida.²⁷

Os resultados deste estudo contradizem um estudo anterior que demonstrou que a força transmitida sob a base da prótese de PMMA era significativamente menor que a da poliamida.²⁷

5.13 Performance Mastigatória

A função mastigatória foi avaliada objetivamente, através de testes de mastigação, e subjetivamente, através de questionários.¹⁸

Nos testes de mastigação a eficiência mastigatória das próteses convencionais foi superior, quer para as cenouras (alimento duro), quer para os amendoins (alimento mole), no entanto, não foram observadas diferenças significativas neste último.¹⁸

Para os testes de deglutição, foram calculados o tempo e número de dentadas que cada paciente deu numa porção teste de amendoins, sem limitações, até sentir que estava pronta a ser deglutida. O tipo de prótese que necessitasse de menor tempo e menor número de dentadas para mastigar completamente o alimento, teria melhor eficiência mastigatória. Os grupos não mostraram diferenças estatisticamente significativas no tempo, número total de golpes mastigatórios e taxa de ciclos mastigatórios.¹⁸

Subjetivamente, os pacientes experienciaram melhor estética, conforto, retenção e satisfação com as próteses flexíveis, no entanto, a eficiência mastigatória com comida dura foi superior para as próteses convencionais. Contrariamente a um estudo anterior que constatou que próteses parciais flexíveis oferecem melhor eficiência mastigatória do que as próteses parciais convencionais.¹⁸

Como não houve diferenças estatisticamente significativas para a performance mastigatória de alimentos moles entre os dois grupos, poderá considerar-se que as próteses flexíveis, com algumas alterações na dieta, poderão ser uma melhor opção em pacientes com repetidas fraturas na linha média da prótese, alérgicos ao PMMA e boca dorida com o uso de próteses.¹⁸

Foi reportado que pacientes com áreas edêntulas bilaterais (Classe I de Kennedy) reabilitados com próteses em poliamida tiveram maior desconforto na mastigação. Provavelmente porque a capacidade retentiva das próteses diminuiu, levando a que ficassem mal ajustadas e causando afundamento e distorção durante a sua utilização, podendo resultar na redução da dimensão vertical. No entanto, no que se refere a parâmetros relacionados com a função mastigatória, não houve diferenças significativas entre as próteses removíveis flexíveis, esqueléticas ou acrílicas.³⁵

5.14 Qualidade de vida

Os estudos que avaliaram a qualidade de vida dos pacientes com os diferentes tipos de próteses concluíram que esta aumentou com o uso de qualquer tipo de prótese devido a fatores estéticos e sociais, no entanto, este aumento foi mais significativo quando os dentes em falta eram do setor anterior e com o uso de próteses flexíveis comparativamente às acrílicas, dada a sua estética, facilidade de higienização, capacidade de discurso, conforto e satisfação.^{3,5}

PPR em PMMA demonstram ser as próteses que mais sensação de desconforto causam, provavelmente porque a estrutura rígida de uma prótese esquelética e a elevada flexibilidade e resistência das poliamidas permitem a produção de próteses mais finas e leves comparativamente às próteses em PMMA.³⁵

5.15 Desinfecção

A desinfecção a longo prazo pode alterar as propriedades mecânicas e estéticas das próteses, portanto, deve-se avaliar os efeitos da imersão das próteses em peroximonossulfato de potássio, que é um agente antimicrobiano livre de aldeído, biodegradável e efetivo na redução de *Candida albicans* nas próteses flexíveis.¹⁹

Ao avaliar o efeito da imersão em desinfetante sem aldeído durante 24h na resistência à flexão e ao impacto, das poliamidas Valplast® e Sunflex®, percebeu-se que essas propriedades mecânicas foram diferentes e que se alteraram com a exposição aos desinfetantes à base de peroximonossulfato. No caso da poliamida Sunflex® os efeitos não foram significativos, no entanto, a Valplast® sofreu um aumento da resistência ao impacto e, teoricamente, da rigidez.¹⁹

5.16 Adesivos

As opiniões acerca da necessidade de utilizar adesivos com próteses flexíveis são controversas, há quem afirme que estas não necessitam de adesivos porque vão ajustar-se às irregularidades da cavidade oral e manter-se-ão no lugar, mesmo sobre elevadas forças

mastigatórias,³³ e há quem defenda que estas necessitam de adesivos para alcançar uma retenção e estabilidade adequadas a uma prótese removível.²

Independentemente das opiniões, caso necessários, os adesivos devem ser biocompatíveis, fáceis de aplicar, aderir bem à superfície da prótese, manter a sua função adesiva por longos períodos (12-16h), ser retentivos, estáveis, confortáveis, sem cheiro ou sabor, não devem favorecer a proliferação microbiana, nem compensar por possíveis deficiências da prótese.²

No entanto, os seus constituintes químicos afetaram negativamente as propriedades mecânicas da poliamida, visto que o seu efeito plastificante diminui as forças poliméricas entre as cadeias, facilitando a deformação dos polímeros quando há tensão.²

5.17 Reforço

O reforço com fibras de vidro é considerado uma possível solução para os defeitos das próteses termoplásticas, uma vez que é mais estético e tende a ser mais eficaz do que o reforço com estruturas metálicas no que diz respeito à FS-PL, provavelmente porque a adesão das fibras de vidro à resina protética foi superior à adesão do fio de metal que não se ligou completamente à resina.^{31,32}

Além disso, as propriedades das próteses flexíveis reforçadas com fibras de vidro (GFRTPs) podem ser alteradas de acordo com as propriedades das fibras, como o tipo, o diâmetro, o volume e a sua inserção e posição.³¹

A resistência das GFRTPs deriva do módulo de flexão e da resistência das fibras embebidas na matriz, que por sinal é significativamente maior do que a da matriz isolada.³¹

As próteses flexíveis têm sido fabricadas através de moldagem por injeção, através da qual é complicado infiltrar longas fibras de vidro na matriz e controlar de forma precisa o conteúdo em fibras.³¹ No entanto, verificou-se que GFRTPs moldadas por injeção têm uma boa uniformidade, sendo possível concluir que o conteúdo em fibras não afeta as características da superfície externa destas próteses, como a dureza dinâmica e o módulo de elasticidade, mas aumentam as propriedades de flexão comparativamente à poliamida não reforçada.^{9,31}

As GFRTPs são atrativas pois a sua rigidez pode ser controlada variando o conteúdo em fibras.³¹

A carga no limite proporcional das GFRTPs com conteúdo de fibras de 50% da massa (97.3N) é semelhante à força oclusal exercida pelos utilizadores de uma prótese em PMMA (100N). Estes achados podem sugerir que esta quantidade de reforço impede que a prótese sofra deformação permanente dos ganchos durante a mastigação.⁹

A resistência à flexão e o módulo de elasticidade das próteses com um teor de fibras de 50% em massa foram 3,9 e 4,2 vezes, respetivamente, os do polipropileno não reforçado, próteses com teor de 30% apresentaram rigidez mais alta do que as bases protéticas disponíveis e aquelas com conteúdo inferior a 10% apresentaram rigidez e flexibilidade insuficientes, semelhantes às próteses flexíveis disponíveis.³¹

Um conteúdo de fibras acima dos 20% de massa pode contribuir para intercalar a propagação de fraturas transversais.⁹

Testes dinâmicos de micro-indentação mostraram que, quando o conteúdo de fibras aumentou, não houve grande aumento da dureza dinâmica e dos módulos elásticos das GFRTPs. Portanto, um teor de fibras de 10 ou 20% é benéfico para a preparação de GFRTPs como próteses flexíveis sem ganchos metálicos.³¹

Os reforços tiveram um efeito positivo sob as resinas termoplásticas, melhorando a sua resistência à deformação plástica e tornando-as mais rígidas do que as não reforçadas.³²

6. CONCLUSÃO

A superioridade das próteses flexíveis face às próteses convencionais não ficou totalmente comprovada. No entanto, as próteses flexíveis apresentam diversas vantagens e a maioria das suas desvantagens pode ser superada com um correto design, polimento, higienização e manutenção. Além disso, existe uma grande variedade de resinas termoplásticas no mercado, com diferentes propriedades mecânicas, permitindo escolher o tipo de resina em função das necessidades.

Assim sendo, a reabilitação com este tipo de próteses deverá ser cuidadosamente analisada caso a caso, todavia, sempre que possível, estas deverão constar no plano de tratamento, não esquecendo de alertar o paciente para a necessidade de cumprir rigorosamente com as recomendações dadas pelo médico dentista e com as consultas de follow-up.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible (thermoplastic polyamide nylon) denture base resin. *J Clin Diagnostic Res.* 2014;8(8):1–4.
2. Ahmed Ibraheem EM, Hassan Hammad HG. Effect of commercially available denture adhesives on microhardness of a flexible denture base material. *Open Access Maced J Med Sci.* 2019;7(5):862–8.
3. Akinyamoju CA, Ogunrinde TJ, Taiwo JO, Dosumu OO. Comparison of patient satisfaction with acrylic and flexible partial dentures. *Niger Postgrad Med J.* 2017;24(3):143–9.
4. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, et al. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci.* 2010 Dec;52(4):577–81.
5. Akinyamoju CA, Dosumu OO, Taiwo JO, Ogunrinde TJ, Akinyamoju AO. Oral health-related quality of life: Acrylic versus flexible partial dentures. *Ghana Med J.* 2019;53(2):163–9.
6. Fueki K, Yoshida-Kohno E, Inamochi Y, Wakabayashi N. Patient satisfaction and preference with thermoplastic resin removable partial dentures: a randomised cross-over trial. *J Prosthodont Res [Internet].* 2020;64(1):20–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.003>
7. Vikhe DM, Saraf V, Gangadhar SA, Bhandari A, Vikhe G, Tambe SD. Flexible denture - A flexible substitute for Rigid Denture. *Pravara Med Rev.* 2016;8(1):30–2.
8. Song SY, Kim KS, Lee JY, Shin SW. Physical properties and color stability of injection-molded thermoplastic denture base resins. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(1):32–40.
9. Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. Effect of fiber content on flexural properties of glass fiber-reinforced polyamide-6 prepared by injection molding. *Dent Mater J.* 2017;36(4):415–21.

10. Uzun IH, Tatar A, Hacimuftuoglu A, Saruhan F, Bayindir F. In vitro evaluation of long-term cytotoxic response of injection-molded polyamide and polymethyl methacrylate denture base materials on primary fibroblast cell culture. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1267–72.
11. Koivumaa KK. On the properties of flexible dentures: A Theoretical and experimental survey. *Acta Odontol Scand.* 1958;16(2):159–75.
12. Osada H, Shimpo H, Hayakawa T, Ohkubo C. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. *Dent Mater J.* 2013;32(3):381–9.
13. Bogucki ZA, Kownacka M. Elastic dental prostheses - Alternative solutions for patients using acrylic prostheses: Literature review. *Adv Clin Exp Med.* 2018;27(10):1441–5.
14. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res [Internet].* 2014;58(1):3–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpjor.2013.12.002>
15. Prafulla Thumati , Padmaja S RRK. Flexible Dentures in Prosthodontics-An overview Force finishing in Orthodontics View project. 2013;(August). Available from: <https://www.researchgate.net/publication/264786811>
16. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical Properties of Polyamide Versus Different PMMA Denture Base Materials. *J Prosthodont.* 2012;21(3):173–6.
17. Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, Boening KW. Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material. *Biomed Res Int.* 2014;2014:150298.
18. Hazari P, Bhojar A, Mishra SK, Yadav NS, Mahajan H. A comparison of masticatory performance and efficiency of complete dentures made with high impact and flexible resins: A pilot study. *J Clin Diagnostic Res.* 2015;9(6):ZC29–34.
19. Sequeira AL, Narayan AI, George VT. Effects of nonaldehyde immersion disinfection on the mechanical properties of flexible denture materials. *J Prosthet Dent [Internet].* 2019;121(5):843–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.006>

20. Hssan D, Sanad M, Kabeel S. Effect of Flexible Denture Base on Retention of Complete Denture. *Al-Azhar Dent J Girls*. 2016 Apr 1;3:147–51.
21. Horie N, Ouchi T, Nishiyama R, Usuda S, Morikawa S, Asoda S, et al. Vertical Displacement in Unilateral Extension Base Flexible Removable Dentures. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2019;60(4):233–9.
22. Yamazaki T, Murakami N, Suzuki S, Handa K, Yatabe M, Takahashi H, et al. Influence of block-out on retentive force of thermoplastic resin clasps: an in vitro experimental and finite element analysis. *J Prosthodont Res [Internet]*. 2019;63(3):303–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.01.002>
23. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent Mater J*. 2010;29(4):353–61.
24. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res [Internet]*. 2014;58(2):71–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2014.03.002>
25. Jang D-E, Lee J-Y, Jang H-S, Lee J-J, Son M-K. Color stability, water sorption and cytotoxicity of thermoplastic acrylic resin for non metal clasp denture. *J Adv Prosthodont*. 2015 Aug;7(4):278–87.
26. Wadachi J, Sato M, Igarashi Y. Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials. *Dent Mater J*. 2013;32(3):508–11.
27. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *J Prosthodont Res [Internet]*. 2018;62(1):44–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2017.05.001>
28. Lee HH, Lee JH, Yang TH, Kim YJ, Kim SC, Kim GR, et al. Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. *Dent Mater J*. 2018;37(6):950–6.
29. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVJ, Vallittu PK, Takahashi Y. Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Biomater Odontol Scand*.

2016;2(1):31–7.

30. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 2011;69(2):75–9.
31. Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2017;105(8):2254–60.
32. Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, Kawaguchi T. Effect of Reinforcement on the Flexural Properties of Injection-Molded Thermoplastic Denture Base Resins. *J Prosthodont.* 2017;26(4):302–8.
33. Mishra SK. Insight in to complete esthetics with flexible denture. 2018;(September).
34. Singh K, Aeran H, Kumar N, Gupta N. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetical removable partial denture framework. *J Clin Diagnostic Res.* 2013;7(10):2372–3.
35. Manzon L, Fratto G, Poli O, Infusino E. Patient and Clinical Evaluation of Traditional Metal and Polyamide Removable Partial Dentures in an Elderly Cohort. *J Prosthodont.* 2019;28(8):868–75.
36. Singh K. Injection Molding Technique for Fabrication of Flexible Prosthesis from Flexible Thermoplastic Denture base Materials. *World J Dent.* 2012;3(4):303–7.