

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

KALIL MADI

**ESTUDO DA VIABILIDADE NO REPROCESSAMENTO DE RESÍDUOS GERADOS
NA CONFECÇÃO DE PROTETORES BUCAIS**

LONDRINA

2025

KALIL MADI

**ESTUDO DA VIABILIDADE NO REPROCESSAMENTO DE RESÍDUOS GERADOS
NA CONFECÇÃO DE PROTETORES BUCAIS**

**Study on the Feasibility of Reprocessing Waste Generated During the Fabrication of
Mouthguards**

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Márcio Florian.

Coorientador: Prof. Dr. Ivan Onone Gialain

LONDRINA

2025



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

KALIL MADI

**ESTUDO DA VIABILIDADE NO REPROCESSAMENTO DE RESÍDUOS GERADOS
NA CONFECÇÃO DE PROTETORES BUCAIS**

**Study on the Feasibility of Reprocessing Waste Generated During the Fabrication of
Mouthguards**

Trabalho de conclusão de curso apresentado como
requisito para obtenção do título de Bacharel em
Engenharia de Materiais da Universidade Tecnológica
Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 26 de junho de 2025

Prof. Dr. Márcio Florian

Doutorado em Engenharia Aeronáutica e Mecânica

Link para o currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6553321320283225>

Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Francisco Rosário

Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais

Link para o currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/3273383924029995>

Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Luis Fernando Cabeça

Doutorado em Química

Link para o currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/2028423293665464>

Universidade Tecnológica Federal do Paraná

LONDRINA

2025

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a minha mãe Cristiane e meu pai Hélio por sempre me apoiarem, me dando forças para superar desafios e obstáculos, permitindo assim que eu tenha a oportunidade de realizar meu sonho de ser engenheiro de materiais.

Gostaria de agradecer também às minhas avós Neyde e Regina, bem como a todos os meus tios, tias, primos e primas cuja união e apoio que tive das famílias é imensurável.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná, especialmente ao campus Londrina, meus agradecimentos: pela educação gratuita e de qualidade, pelo espaço onde adquiri tantos conhecimentos e laços com pessoas incríveis .

Agradeço ao Prof. Dr. Márcio Florian pelos conhecimentos e experiência transmitidos, por ir além da orientação, pela paciência e pela dedicação, pelo aporte imensurável.

Agradeço a Prof^a. Dr^a. Sandrine Berger e pelo Prof. Dr. Ivan Onone Gialain pela orientação e suporte com seus conhecimentos na área odontológica, bem como o envio dos materiais odontológicos cedidos para realizar esta pesquisa.

Gostaria de expressar minha eterna gratidão a todos meus amigos que me acompanharam nessa jornada, cada um de vocês contribuiu de maneira única e especial para a realização deste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para o meu crescimento pessoal e acadêmico, meu sincero agradecimento a todos. Este trabalho é resultado de um esforço coletivo e, sem vocês, nada disso seria possível.

“A vida é a arte do encontro, embora haja tanto desencontro pela vida.”

(VINICIUS DE MORAES; 1968).

RESUMO

Protetores bucais são dispositivos odontológicos utilizados principalmente na área esportiva, cujo principal objetivo é proteger a gengiva, dentes e tecidos bucais contra impactos para prevenir lesões, fraturas e concussões. O principal material utilizado para a fabricação de protetores bucais é o copolímero de etileno acetato de vinila (ethylene vinyl acetate - EVA), que durante o processo de termoformagem é gerado uma quantidade significativa de resíduos poliméricos, resultando em desperdício de material e consequentemente impactos ambientais. Neste contexto, o reaproveitamento desses resíduos surge como uma alternativa sustentável para minimizar desperdícios e reduzir custos de produção, de modo que o dentista ou protético possa reutilizá-los. Este trabalho investiga a viabilidade do reprocessamento dos resíduos gerados na confecção de novos protetores bucais, avaliando suas propriedades após reciclagem. Para isso, foram realizadas análises térmicas, incluindo Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC), dilatométrica, e análises mecânicas como ensaios de tração e dureza, além de espectroscopia no infravermelho. Os resultados obtidos permitem avaliar a manutenção das propriedades do material reprocessado e sua adequação para a fabricação de novos protetores bucais, contribuindo para uma produção mais sustentável na área.

Palavras-chave: protetores bucais; reprocessamento; resíduos poliméricos; sustentabilidade; EVA.

ABSTRACT

Mouthguards are dental devices primarily used in sports, with the main purpose of protecting the gums, teeth, and oral tissues against impacts to prevent injuries, fractures, and concussions. The primary material used in the manufacturing of mouthguards is ethylene-vinyl acetate (EVA) copolymer, which, during the thermoforming process, generates a significant amount of polymeric waste, resulting in material loss and consequently environmental impacts. In this context, the reuse of this waste emerges as a sustainable alternative to minimize waste and reduce production costs, allowing dentists or dental technicians to reuse it. This study investigates the feasibility of reprocessing the waste generated in the fabrication of new mouthguards by evaluating its properties after recycling. To this end, thermal analyses were carried out, including Differential Scanning Calorimetry (DSC), dilatometry, and mechanical tests such as tensile and hardness tests, as well as infrared spectroscopy. The results obtained allow for the evaluation of the preservation of the properties of the reprocessed material and its suitability for the manufacturing of new mouthguards, contributing to a more sustainable production in the field.

Keywords: mouthguards; reprocessing; polymeric waste; sustainability; EVA.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Esquema de síntese do copolímero de etileno acetato de vinila (EVA)	12
Figura 2 - Condição de moldagem	14
Figura 3 - Plastificadora a vácuo	16
Figura 4 - Configurações de designs e estruturas de protetores bucais feitos por impressão 3D	17
Figura 5 - Resíduos do processo de confecção de protetores bucais	18
Figura 6 - (A) Representação do equipamento de ensaio de impacto e do (B) corpo de prova do tipo Charpy	21
Figura 7 - Primeiras varreduras de aquecimento por DSC de materiais comerciais de protetores bucais de EVA a uma taxa de aquecimento de 10°C/min. A linha vertical central representa a temperatura de transição vítrea	22
Figura 8 - Amostras de resíduos gerados no processo de fabricação de protetores bucais por termoformagem	24
Figura 9 - Fluxograma da metodologia proposta para a caracterização do material	25
Figura 10 - Corpos de prova de EVA obtidos no final do processo com EVAs de cores distintas	28
Figura 11 - Espectroscopia no infravermelho das marcas comerciais de placas de EVA de protetores bucais em reflectância	29
Figura 12 - Espectroscopia no infravermelho das placas de EVA das marcas analisadas antes e após o reprocessamento	31
Figura 13 - Ensaio de tração do EVA da marca Keystone antes e após o reprocessamento	32
Figura 14 - Ensaio de tração do EVA da marca BioArt antes e após o reprocessamento	33
Figura 15 - Dilatometria das placas de EVA das marcas analisadas antes e após o reprocessamento: [1] BioArt virgem, [2] BioArt reprocessado, [3] Keystone reprocessado, [4] Keystone virgem	34
Figura 16 - Calorimetria exploratória diferencial (DSC) do EVA da marca Keystone antes e após reprocessamento	35
Figura 17 - Calorimetria exploratória diferencial (DSC) do EVA da marca BioArt antes e após reprocessamento	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades dos principais materiais sujeitos a traumatismo em um impacto	20
Tabela 2 - Tabela 2 - Propriedades térmicas de protetores bucais comerciais medidos por DSC	23
Tabela 3 - Principais características dos picos observados do espectro no infravermelho do EVA	30
Tabela 4 - Dureza Shore A das amostras de EVA analisadas	31

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	Objetivo geral	9
1.2	Objetivos específicos	10
1.3	Justificativas	10
2	REFERENCIAL TEÓRICO	11
2.1	Composição dos protetores bucais	11
2.1.1	EVA	11
2.1.2	Poliiolefinas	12
2.1.3	Outros materiais	13
2.2	Processo de fabricação de protetores bucais	13
2.2.1	Termoformagem por pressão positiva	13
2.2.2	Termoformagem a vácuo	15
2.2.3	Impressão 3D	16
2.3	Resíduos gerados na confecção de protetores bucais	17
2.3.1	Resíduos gerados no processo	17
2.3.2	Reaproveitamento dos resíduos	18
2.4	Propriedades dos protetores bucais	19
2.4.1	Propriedades Mecânicas	20
2.4.2	Propriedades Térmicas	21
2.4.3	Propriedades Biológicas	23
3	MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1	Materiais	24
3.1.1	Amostras de resíduos gerados no processo de fabricação de protetores bucais por termoformagem	24
3.2	Métodos	25
3.2.1	Caracterização mecânica	25
3.2.2	Caracterização térmica	26
3.2.3	Análise química por espectroscopia	26
3.2.4	Reprocessamento dos resíduos	27
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
4.1	Análise química por espectroscopia	28
4.2	Caracterização mecânica	31
4.3	Caracterização térmica	33

5	CONCLUSÃO	36
6	SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS	37
	REFERÊNCIAS	38

1 INTRODUÇÃO

A crescente preocupação ambiental e a necessidade de otimização de recursos têm impulsionado diversas áreas da indústria a repensarem seus processos produtivos e gerenciais. No contexto da Engenharia de Materiais, a busca por soluções sustentáveis que aliem eficiência econômica e responsabilidade ambiental tem se tornado uma prioridade. Um dos desafios encontrados nesse âmbito é o gerenciamento adequado de resíduos gerados durante processos de fabricação. Nesse cenário, os protetores bucais confeccionados por dentistas e protéticos utilizados no campo da odontologia esportiva destaca-se como um campo promissor para estudos relacionados ao reaproveitamento de materiais.

Os protetores bucais são, em geral, fabricados a partir de placas de polímeros termoplásticos, como o etileno-vinil-acetato (EVA), que possuem características técnicas e mecânicas adequadas para garantir proteção e conforto ao usuário. Contudo, o processo de manufatura desses dispositivos gera uma quantidade significativa de resíduos que pode chegar em até 80% a depender do formato da placa, sobretudo em função de cortes e ajustes personalizados necessários para atender às especificações individuais de cada cliente. Esses resíduos frequentemente são descartados de forma inadequada, contribuindo para problemas ambientais e desperdício de material potencialmente reaproveitável para a mesma aplicação.

Diante desse panorama, este trabalho tem como objetivo principal avaliar a viabilidade técnica e econômica do reprocessamento dos resíduos gerados na confecção de protetores bucais, com ênfase em sua reinserção no ciclo produtivo. Para tanto, foram realizadas análises laboratoriais que permitam identificar alterações nas propriedades físico-químicas do material após o reprocessamento, além de estudos que avaliem a viabilidade do ponto de vista financeiro e ambiental.

1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar a viabilidade da confecção de protetores bucais a partir do reprocessamento dos resíduos gerados na confecção de protetores bucais de diferentes marcas.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A partir do objetivo geral, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- Caracterizar termicamente e mecanicamente os materiais de placas para fabricação de protetores bucais de marcas e composições diferentes por meio de dilatométrica, calorimetria de varredura diferencial, tração e dureza;
- Estimar qualitativamente a composição das amostras antes e após o reprocessamento por meio da espectroscopia no infravermelho (FTIR) e dos valores de resistência mecânica de tração e dureza;
- Verificar a possibilidade de reaproveitamento do resíduo para confecção de novos protetores bucais de acordo com as propriedades mecânicas de tração e dureza.

1.3 JUSTIFICATIVA

Os protetores bucais são geralmente confeccionados por plastificadoras à vácuo pelos dentistas em seu próprio consultório/clínica ou o serviço é terceirizado para um protético. Nesse processo, normalmente é perdido até 80% do material das placas poliméricas utilizadas para esta função (a depender do tamanho e geometria da placa).

Esse material perdido no processo geralmente não é reaproveitado e muitas vezes é descartado incorretamente, gerando impacto ambiental e de desperdício financeiro, pois essas placas são feitas de material virgem.

Portanto, com os resultados obtidos desse estudo, a ideia é gerar um custo menor para os profissionais que confeccionam protetores bucais por meio do reaproveitamento das placas, assim como reduzir o impacto ambiental.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Composição dos protetores bucais

A elaboração deste referencial teórico teve o apoio do assistente virtual ChatGPT (versão GPT-4), uma ferramenta de inteligência artificial desenvolvida pela OpenAI. A utilização do ChatGPT foi realizada como suporte para a revisão gramatical e aprimoramento da fluidez textual, garantindo maior clareza e coerência na redação. Todas as referências utilizadas foram devidamente analisadas e citadas conforme as normas da ABNT (OPENAI, 2025).

2.1.1 Copolímero de etileno acetato de vinila (EVA)

O material mais utilizado para a confecção de protetores bucais é o copolímero de etileno acetato de vinila, pois pode ser moldado ao design de qualquer tipo de dispositivo e possui excelentes propriedades para esta aplicação. O EVA é um polímero termoplástico que é facilmente manipulado quando aquecido, que está amplamente disponível no mercado e atóxico (SOUZA, 2024).

Esta síntese de copolímero é conduzida por polimerização de radicais livres de alta pressão de monômeros de etileno e acetato de vinila (VA) resultando em um copolímero aleatório. O comportamento do copolímero final depende da proporção das unidades de etileno e acetato de vinila (VA). Quanto maior o teor de VA, menor a porcentagem de cristalinidade do material final. Para proporções de VA maiores que 50%, o material é amorfo e transparente (EMBLEM,2012).

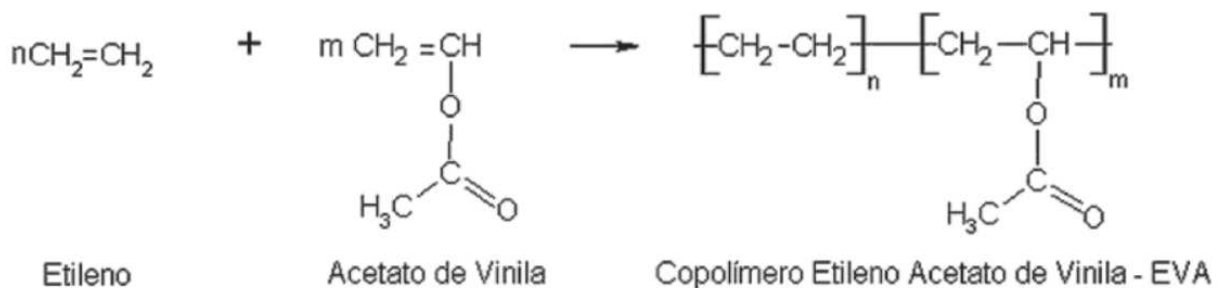
A saliva, a temperatura bucal (aproximadamente 38°C) e a espessura influenciam diretamente o desempenho do EVA em protetores bucais. A saliva aumenta sua ductibilidade, melhorando a adaptação e absorção de impacto. A temperatura bucal torna o material mais flexível, reduzindo a transmissão de forças aos dentes. Já a maior espessura melhora a dissipação de impacto, mas sua interação com a temperatura pode reduzir a eficiência da absorção de energia (COTO,2007).

Um dos problemas deste material é o encolhimento da folha de EVA em seu centro quando aquecida, o que provoca o afinamento do material. Esse material mais fino então forma a parte do protetor bucal na superfície oclusal. A proteção oclusal insuficiente em um protetor bucal, como o afinamento do material, pode aumentar a probabilidade de fratura mandibular quando o usuário recebe um

impacto na mandíbula. Para compensar esse afinamento, os protetores bucais de EVA são fabricados com folhas mais espessas para garantir proteção adequada em todas as áreas. No entanto, isso resulta em excesso de material em outras regiões, causando problemas (SAUNDERS,2022).

Para sintetizar convencionalmente o EVA, é necessário uma reação química entre o etileno e o acetato de vinila (VA) na presença de catalisadores e altas condições de pressão e temperatura. Na Figura 1 é possível visualizar a reação de síntese do copolímero de etileno acetato de vinila (EVA) .

Figura 1 - Esquema de síntese do copolímero de etileno acetato de vinila (EVA)



Fonte: Medeiros (2016)

2.1.2 Poliolefinas

Uma olefina, também conhecida como alceno, é uma molécula insaturada que contém pelo menos uma ligação dupla entre carbonos, sendo obtida principalmente por meio da quebra do petróleo (*cracking*). Os polímeros mais comuns derivados da olefina incluem o polietileno (PE), polipropileno (PP) e polibutileno (PB). Esses materiais são altamente versáteis, fáceis de processar e reciclar, e devido ao seu baixo custo, têm sido amplamente utilizados em diversas aplicações. Os polímeros de olefina geralmente possuem boa resistência química e baixo ponto de fusão (GALLI, 2004).

Na odontologia, inicialmente foram usados para produzir dentaduras, mas com o tempo passaram a ser considerados boas alternativas para a fabricação de protetores bucais personalizados. Quando comparados ao EVA, esses polímeros apresentam maior resistência à tração e ao rasgo, com capacidade de absorção de impacto similar, além de absorverem menos água, o que ajuda a evitar inchaços e contaminação bacteriana. Apesar das vantagens aparentes dos protetores bucais

feitos com olefina, ainda são necessários mais estudos para avaliar sua performance em comparação com o EVA, especialmente em testes com atletas (SOUSA, 2020).

2.1.3 Outros materiais

Outro material muito estudado para esta aplicação é o tereftalato de polietileno glicol-modificado (PETG), é um material mais rígido utilizado em protetores bucais para distribuir a força do impacto em uma área maior, reduzindo a concentração da energia sobre um único ponto. Com um módulo de elasticidade de 2200 MPa, ele deforma menos que o EVA, tornando-se mais adequado para impactos de alta intensidade. No entanto, devido à sua menor capacidade de absorção de choque, pode resultar em forças de desaceleração mais altas, o que pode ser prejudicial para os dentes. Apesar de sua rigidez, o PETG pode ser combinado com outros materiais para melhorar a proteção sem comprometer o conforto (BOCHNIG,2017).

Diversos polímeros têm sido avaliados como alternativas ao EVA para protetores bucais, incluindo o PVC, poliuretanos e resinas acrílicas, embora alguns tenham sido descartados por toxicidade. O poliuretano termoplástico (TPU) se destaca pela absorção de impacto e pode ser combinado com EVA, mas sua eficácia em atletas ainda não foi estudada. Borrachas de silicone também demonstraram bom desempenho, mas há pouca pesquisa sobre seu ajuste. Materiais termorrígidos apresentam alta absorção de água, podendo comprometer o conforto. Já o poli(éter-éter-cetona), também conhecido como PEEK, mostrou-se inadequada devido à perda de espessura após o processo de conformação (SOUSA, 2024).

O PVA-PE (polivinil acetato-polietileno) é outro material mais utilizado para protetores bucais personalizados. Os resultados indicam que esse material possui propriedades viscoelásticas, sendo mais rígido do que elastômeros, o que permite atingir altos níveis de absorção de energia com pequenas deformações. Comparado ao EVA, que é amplamente utilizado em protetores bucais, o PVA-PE apresenta maior rigidez e absorção eficiente de impacto com menor deformação. O EVA, por sua vez, tende a ser mais flexível, dissipando impacto de maneira diferente. Assim, o PVA-PE pode ser uma alternativa viável ao EVA para melhorar a proteção em protetores bucais personalizados (POISSON,2009).

2.2 Processo de fabricação de protetores bucais

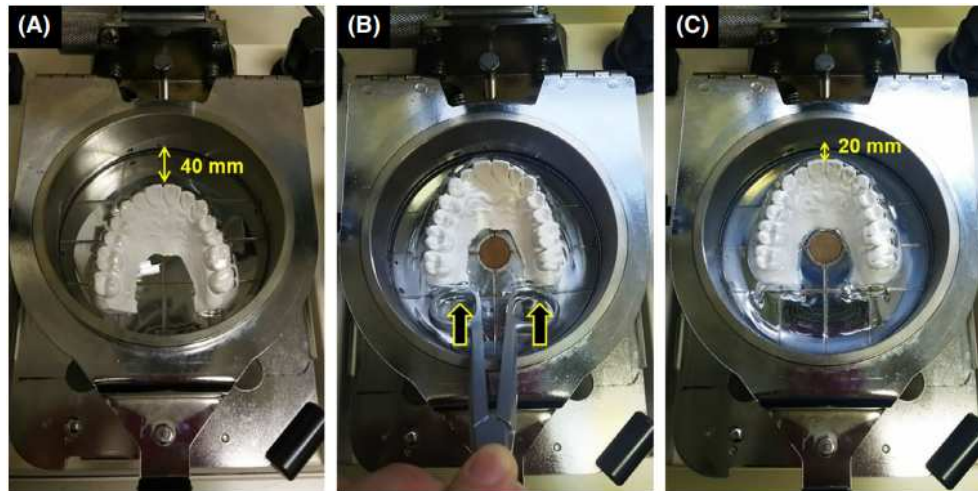
2.2.1 Termoformagem por pressão positiva

Existem diversos tipos de termoformagem e todos operam de maneira similar, aquecendo uma folha polimérica que é moldada sobre um molde de gesso dos dentes. Em geral, esses aparelhos incluem um suporte circular, que facilita o uso de camadas poliméricas com formato arredondado. Além do suporte, há uma unidade de aquecimento posicionada acima do molde e uma unidade de pressão abaixo. O processo começa com a colocação da folha polimérica no suporte, seguida pelo aquecimento até a temperatura ideal. Em seguida, a unidade de pressão é movida sobre o molde, aplicando pressão para moldar a folha. Após o resfriamento, o protetor pode ser cortado ou o processo pode ser repetido para adicionar mais camadas. Alguns estudos indicam que a formação por pressão resulta em protetores bucais mais finos do que o processo de termoformagem a vácuo (SOUSA,2024).

Alguns autores afirmam que esse processo reduz a espessura do protetor em 35%-60%, comprometendo suas propriedades protetoras. O método convencional de termoformagem não consegue alcançar a espessura mínima de 3 mm necessária. Pesquisas exploraram técnicas alternativas de termoformagem, como o ajuste da posição do modelo antes da formação a vácuo, que mantém a espessura desejada de forma mais eficaz.(TAKAHASHI,2019)

Um estudo conduzido por Takahashi e Bando (2019), focou em um método de moldagem para evitar o afinamento excessivo durante a formação por pressão, considerando também o encolhimento térmico da folha, conforme a Figura 2.

Figura 2 - Condição de moldagem



Fonte: Takahashi e Bando (2019)

Na Figura 2, a moldura da folha no topo do suporte foi abaixada e a folha cobriu o modelo quando ela cedeu 15 mm. O lado de trás do modelo foi empurrado para mover o modelo para frente 20 mm, e então, a folha foi formada.

2.2.2 Termoformagem a vácuo

As técnicas de moldagem podem reduzir a espessura dos protetores bucais, especialmente na termoformagem a vácuo, onde a diminuição ocorre tanto durante o aquecimento quanto na formação final. Estudos indicam que temperaturas mais altas e tempos prolongados de aquecimento intensificam essa redução, aumentando a deformação do material. Para folhas de 4 mm, o aquecimento ideal ocorre quando a deformação atinge cerca de 15 mm. A distribuição do calor também influencia a espessura final e está relacionada ao formato da folha utilizada. Folhas redondas costumam gerar protetores mais finos, o que pode comprometer sua eficácia. O posicionamento da unidade de aquecimento deve ser ajustado corretamente para garantir um amolecimento uniforme e um encaixe adequado ao molde. Caso contrário, pode haver falhas no ajuste do protetor. (SOUSA,2024)

Para evitar lesões esportivas, os protetores bucais devem ter espessura e encaixe adequados. A termoformagem a vácuo é mais acessível e fácil de operar, enquanto a formação por pressão oferece melhor adaptação, menor deformação e ausência de memória elástica. A condição ideal do equipamento deve ser ajustada

com um deslocamento de 15 mm, dentro da faixa ideal de 10 a 20 mm para alcançar a temperatura adequada (MIZUHASHI, 2017).

Após o processamento, é necessário verificar se a espessura e o encaixe estão adequados. Em relação à espessura final, essa medida é feita na região do incisivo central e do primeiro molar, considerando as superfícies labial, vestibular e oclusal. A avaliação do encaixe do protetor bucal é realizada medindo a distância entre o protetor e a margem cervical do modelo de trabalho (MIZUHASHI,2020).

Figura 3 - Plastificadora a vácuo



Fonte: Takahashi e Bando (2019)

2.2.3 Impressão 3D

Os protetores bucais impressos em 3D são fabricados com tecnologia de processamento digital de luz (DLP), garantindo espessura uniforme e melhor adaptação ao modelo dentário. O material utilizado é uma resina fotopolimerizável biocompatível que pode ser de diversos materiais. Entre os benefícios, destacam-se a precisão dimensional, menor custo e maior resistência à deformação após

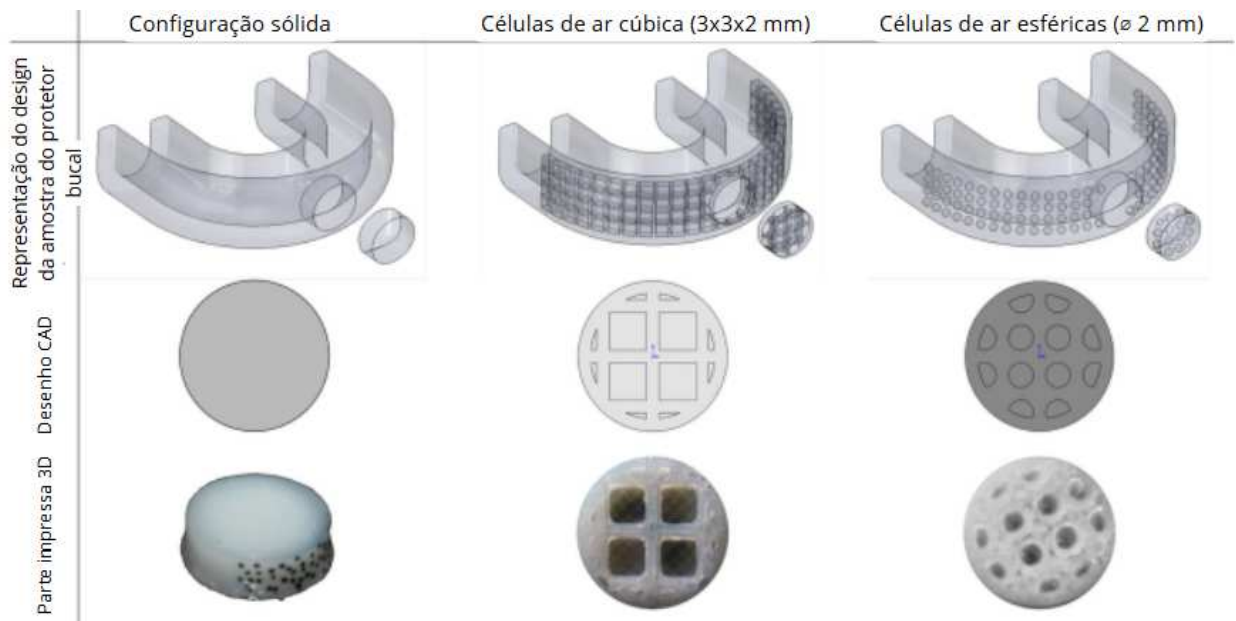
impactos repetidos. No entanto, a resina não foi desenvolvida especificamente para protetores bucais, o que pode afetar suas propriedades mecânicas. Ainda há poucas pesquisas sobre sua durabilidade e degradação ao longo do tempo, estudos futuros devem avaliar novos materiais para otimizar a proteção e resistência (ARFI, 2024).

A impressão 3D tem sido proposta para a fabricação de protetores bucais personalizados devido à sua capacidade de produzir formas complexas e dispositivos adaptados à anatomia única de cada atleta. Apesar de poucos estudos na área, algumas pesquisas indicam que os protetores impressos em 3D apresentam retenção semelhante aos fabricados por técnicas convencionais. No entanto, melhorias no design oclusal são necessárias para aumentar a absorção de impacto. Outras abordagens exploraram materiais como borracha de silicone altamente elástica, mas alguns não são adequados para aplicações biomédicas. Há também o uso da técnica para sistemas de liberação de fármacos em formato de protetor bucal, sem função protetiva (SOUSA,2024).

Em um estudo realizado por Arfi (2024), seguindo os protocolos do fabricante, foi utilizada uma resina fotopolimerizável multifuncional para contenções ortodônticas é composta principalmente por acrilato de metila (30%–70%), oligômero de acrilato de uretano (20%–50%), bisacrilato de 1,2-etanodiol (5%–30%) e acrilato de 3,3,5-trimetilciclohexila (5%–30%). A espessura das camadas de impressão foi de 100 µm. Após a impressão, os protetores passaram por um processo de pós-processamento. Foram lavados em banho de álcool isopropílico por 30 minutos (Form Wash, Sprinray, EUA) e depois colocados em uma câmara UV por 60 minutos (Form Cure, Sprinray, EUA). Em seguida, os protetores foram armazenados em modelos de gesso em uma sala protegida da luz e umidade a 19°C. A espessura oclusal final foi de $2,1 \pm 0,1$ mm.

Existem diversos tipos de designs e estruturas possíveis para se explorar na impressão 3D de protetores bucais, dentre eles é possível citar alguns modelos, conforme a Figura 4.

Figura 4 - Configurações de designs e estruturas de protetores bucais feitos por impressão 3D



Fonte: Adaptado de Saunders et al. (2022)

2.3 Resíduos gerados na confecção de protetores bucais

2.3.1 Resíduos gerados no processo

Os resíduos gerados no processo podem possuir cores e formatos diferentes de acordo com a placa utilizada, porém a presença de aditivos e composições diferentes de EVA podem afetar o resultado final do protetor bucal após o reprocessamento. Os resíduos gerados no processo de fabricação por termoformagem podem ser observados na Figura 5.

Figura 5 - Resíduos do processo de confecção de protetores bucais



Fonte: Maeda (2001)

2.3.2 Reaproveitamento dos resíduos

Segundo Maeda (2001), o material descartado pode ser utilizado com material de reparo após ser aquecido e formatá-lo em formato retangular. Em seguida, ele é aquecido até atingir uma temperatura adequada para ser removido e moldado em um rolo. Esse rolo aquecido é então retornado ao aquecedor de placa metálica, onde é pressionado para reduzir seu diâmetro e aumentar seu comprimento. Depois, o material, agora em formato de bastão, é inserido em uma pistola de cola quente. A pistola de cola quente é colocada no aquecedor para derreter o material, que deve ser aplicado na área desejada. Para melhor aderência, a superfície deve ser previamente preparada com um solvente orgânico ou um maçarico manual.

Contudo, até o exato momento, não existem estudos sobre o reprocessamento desse material para confeccionar um novo protetor bucal que é o principal objetivo deste trabalho.

2.4 Propriedades dos protetores bucais

Um estudo destacou a eficácia dos protetores bucais na prevenção de lesões dentárias, uma meta-análise encontrou que os usuários de protetores bucais apresentaram apenas 7,5% de trauma dentoalveolar, em comparação com 59,48% entre os não usuários. No entanto, lesões dentárias ainda ocorrem, apesar do uso de protetores bucais convencionais. As lesões dentárias eram as mais comuns entre jogadores de rúgbi, mesmo com o uso de protetores bucais. Embora os protetores bucais reduzam as taxas de lesões, sua eficácia varia, com alguns oferecendo mais proteção do que outros de acordo com suas propriedades mecânicas (MATSUDA,2020).

Os protetores bucais são classificados em três tipos principais. Os Tipo I são industrializados, feitos de materiais como PVC ou EVA e não podem ser modificados. Os Tipo II são moldáveis na boca do usuário, feitos de polímeros termoplásticos, sendo os mais utilizados. Já os Tipo III são personalizados, confeccionados por um dentista em parceria com um laboratório protético, garantindo maior eficácia, porém com custo mais elevado. Cada tipo de protetor bucal apresenta propriedades/características específicas e sua espessura do protetor influencia sua eficácia, sendo ideal entre 3 e 4 mm (ARFI,2024).

Um protetor bucal eficaz deve atender a vários requisitos essenciais para garantir proteção, conforto e custo acessível. Ele deve ser feito de polímeros insípidos e não tóxicos, com alta resistência ao impacto para absorver e redistribuir a energia do impacto, reduzindo as lesões. Outras propriedades como absorção de água, rigidez e dureza também são importantes para o desempenho. O ajuste adequado e a alta retenção local durante a atividade física são fundamentais para manter o dispositivo no lugar. Além disso, a espessura do protetor, a precisão nas bordas e o design que considera a região gengival e o vestíbulo são aspectos chave para garantir a proteção e o conforto durante o uso (SOUSA, 2024).

2.4.1 Propriedades Mecânicas

Para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na fabricação de protetores bucais, os ensaios mais utilizados são: dureza Shore, compressão, resistência ao rasgo, absorção de energia e absorção de água (AUROY,1996).

Para o protetor bucal proporcionar uma proteção efetiva, é preciso compreender as estruturas que formam os dentes em comparação com o EVA e outros materiais, conforme os dados da Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades dos principais materiais sujeitos a traumatismo em um impacto de uma análise com elementos finitos (FEA)

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g/cm ³)
Esmalte bovino	87.070	0,3	2,14
Dentina bovina	17.580	0,3	2,97
EVA	18,075	0,3	0,94
Tecido mole	1,8	0,3	0,95
Osso compacto	11.600	0,3	2,00
Osso trabecular	800	0,3	0,70
Ligamento periodontal	50	0,45	0,95
Aço	200.000 (ASTM-A276)	0,3	7,80

Fonte: Adaptado de Verissimo et al. (2016)

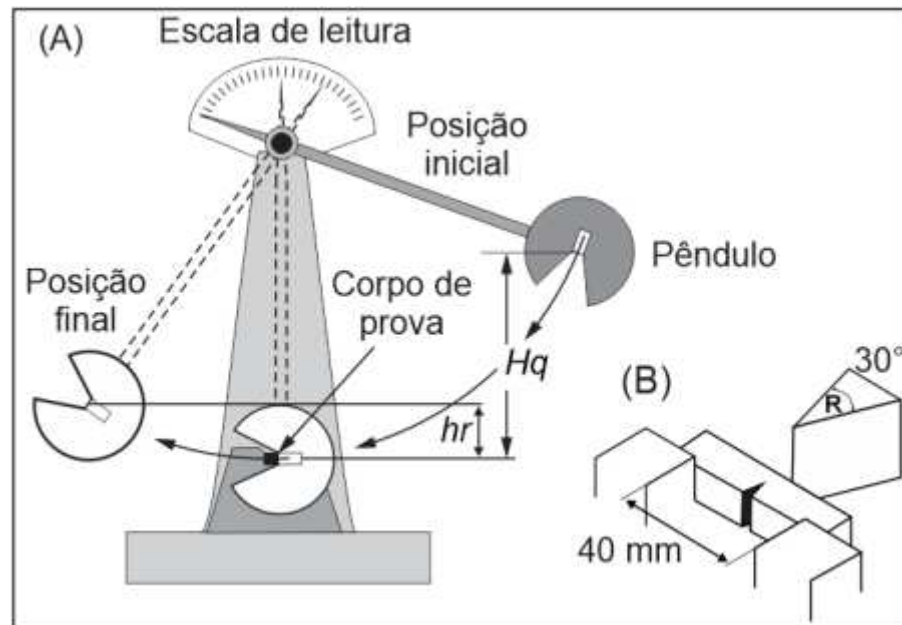
Os elastômeros dentais são testados com ensaios de tração e medições de dureza na escala Shore A. Medições simples e não destrutivas de dureza podem ser usadas para determinar os valores do módulo de Young. Tais valores são necessários em qualquer cálculo de distribuições de tensões em materiais de forro macio, por exemplo, por meio de Análise de Elementos Finitos (FEA), como a Tabela 1 (METHTHANANDA,2009).

Outro fator importante para a eficácia do protetor bucal é a quantidade de camadas existentes do polímero e suas espessuras. As camadas poliméricas demonstraram uma redução de força de impacto de até 71,68%. No entanto, até o momento, as resinas processadas por manufatura aditiva, mesmo com dureza e camadas comparáveis, ainda são inferiores às fabricações convencionais. A relação entre absorção de choque por milímetro foi mais eficiente é a espessura de 4 mm (SCHEWE, 2022).

Para determinar as propriedades de absorção ao impacto dos protetores bucais, o ensaio de impacto em polímeros pode ser realizado de diversas formas; normalmente é realizado com um pêndulo com carga, em que o resultado do ensaio é apresentado em relação à energia absorvida pelo material durante o impacto. O ensaio de impacto é realizado com uma máquina de ensaio de impacto, como a

máquina de ensaio de impacto Izod ou a máquina de ensaio de impacto Charpy (DE ALMEIDA, 2015).

Figura 6 - (A) Representação do equipamento de ensaio de impacto e do (B) corpo de prova do tipo Charpy.



Fonte: De Almeida (2015)

Propriedades viscoelásticas no material, podem apresentar uma capacidade extraordinária de absorção de choque em comparação com materiais comerciais. Esse material proporciona uma redução de aproximadamente 60% na força máxima transmitida e um tempo de amortecimento até três vezes maior, garantindo maior proteção contra impactos. Mesmo com a espessura reduzida pela metade em relação aos materiais convencionais, sua capacidade de absorção de impacto continua superior. Essa inovação possibilita o desenvolvimento de protetores bucais mais finos, sem perda de desempenho, ampliando as opções para diferentes necessidades esportivas e odontológicas (HUANG,2023).

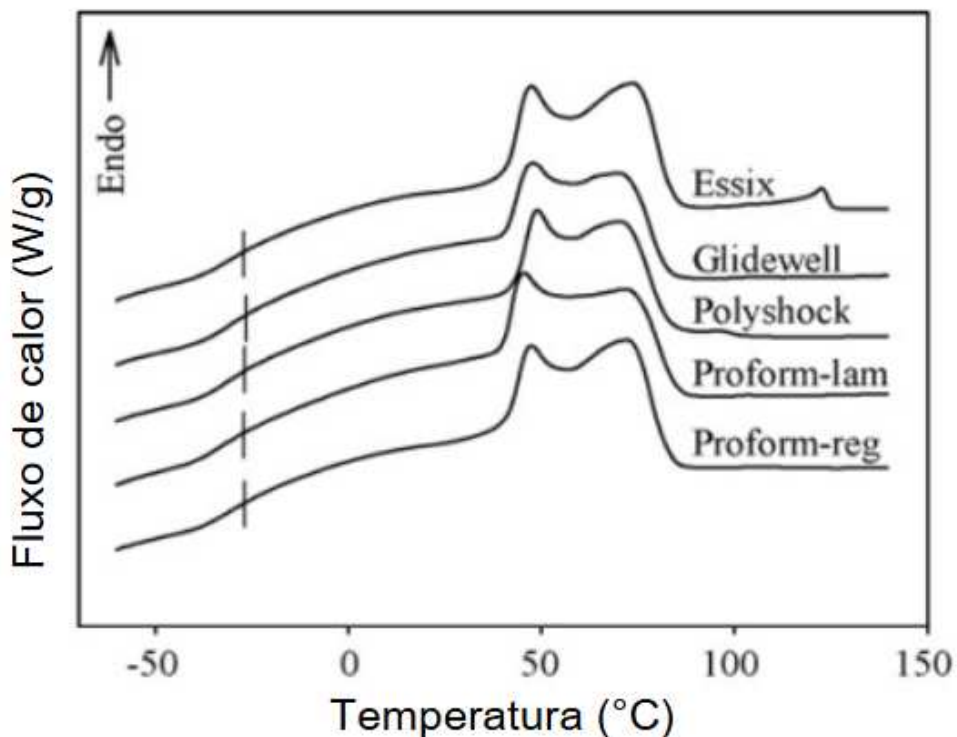
2.4.2 Propriedades Térmicas

A temperatura de fusão (T_m) do copolímero etileno-acetato de vinila (EVA) varia conforme o teor de acetato de vinila (VA) presente na composição. Em um estudo que avaliou EVAs com 9%, 28% e 40% de VA, observou-se que a T_m diminui à medida que o conteúdo de VA aumenta. Especificamente, o EVA com 9% de acetato de vinila (VAc) apresentou uma T_m mais elevada em comparação aos EVAs

com 28% e 40% de VAc. Essa redução na T_m está associada à diminuição da cristalinidade do material, resultante do aumento do teor de VAc, o que influencia diretamente nas propriedades térmicas e mecânicas do EVA (KAINDL,2020).

Em um estudo conduzido por Gould (2009), foi avaliado as propriedades térmicas de alguns protetores bucais comerciais de EVA. Dentre os produtos à base de EVA, observou-se que os termogramas eram semelhantes, com dois picos endotérmicos em aproximadamente 50 °C e 80 °C. Um pequeno deslocamento endotérmico na linha de base, indicando uma mudança na capacidade térmica associada à transição vítrea, foi observado e foi praticamente idêntico (≈ -30 °C) conforme a Figura 7.

Figura 7 – Primeiras varreduras de aquecimento por DSC de materiais comerciais de protetores bucais de EVA a uma taxa de aquecimento de 10 °C/min. A linha vertical central representa a temperatura de transição vítrea



Fonte: Adaptado de Gould (2009)

As propriedades térmicas analisadas por DSC dos diferentes protetores bucais observadas nesse estudo foram colocadas na Tabela 2 para uma melhor comparação entre suas propriedades.

Tabela 2 - Propriedades térmicas de protetores bucais comerciais medidos por DSC

Produto	T_g^* (°C)	$T_{m, \text{início}}^\#$ (°C)	$T_{m, \text{pico}}^{**}$ (°C)	$T_c^{##}$ (°C)	$\Delta C_p(T_g)^{***}$ (J g ⁻¹ °C)	$\Delta H_f^{###}$ (J g ⁻¹)
Essix™ Resin	-32.6 (0.1)a	40.4 (0.1)a	74.2 (0.1)a	56.6 (0.2)	0.50 (0.01)	45.73 (0.05)
Erkoflex™	-31.0 (0.1)a	40.3 (0.1)a	71.7 (0.6)a	51.6 (0.1)	0.52 (0.01)	37.43 (0.06)
Proform™-regular	-30.8 (0.7)a	40.3 (0.1)a	73.3 (0.6)a	54.0 (0.3)	0.51 (0.04)	45.43 (0.06)
Proform™-laminare	-33.7 (0.5)a	40.0 (0.1)a	73.3 (0.9)a	55.0 (0.2)	0.48 (0.01)	38.53 (0.05)
Polyshok™	-31.4 (0.3)a	42.6 (0.1)a	71.7 (0.6)a	54.0 (0.2)	0.51 (0.05)	37.53 (0.05)

Valores são médias (D.P.) para n = 3, e médias em uma determinada coluna com as mesmas letras (a e b) não são estatisticamente diferentes ($p > 0,05$).

* Inflexão do fluxo de calor para a transição de fase de segunda ordem (temperatura de transição vítrea).

Temperatura de início da fusão (transição de fase de primeira ordem).

** Temperatura de pico na fusão.

Temperatura de cristalização durante o resfriamento.

*** Variação da capacidade calorífica na temperatura de transição vítrea.

**** Calor de fusão (área do pico de fusão).

Fonte: Adaptado de Gould (2009)

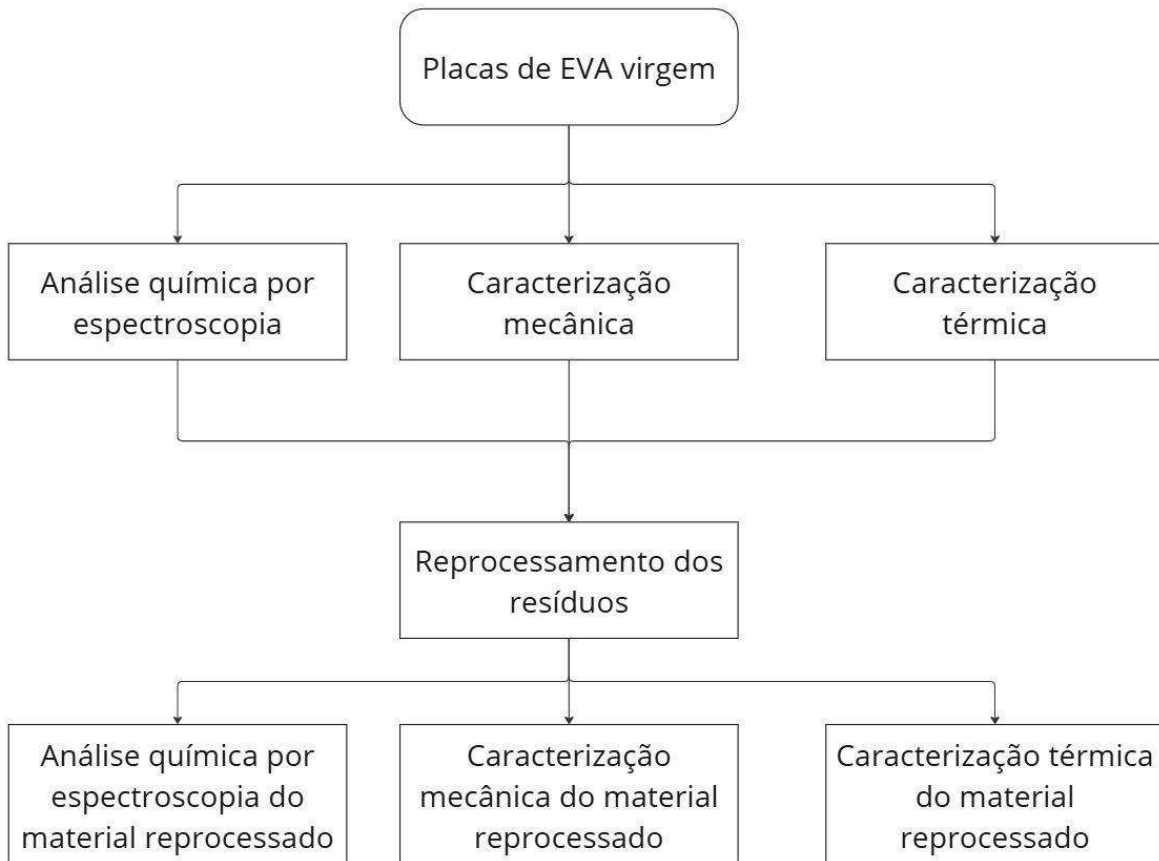
2.4.3 Propriedades Biológicas

A biocompatibilidade de um protetor bucal pode ser avaliada por meio de testes com culturas celulares, como a linha celular L929 de fibroblastos de camundongo. Métodos como coloração fluorescente para células vivas e mortas permitem observar a morfologia celular e a viabilidade das células expostas ao material. Além disso, o ensaio CCK-8 mede a taxa de sobrevivência celular, indicando possíveis efeitos citotóxicos. A comparação com um grupo de controle é essencial para verificar se há diferenças estatísticas na viabilidade celular. Caso a taxa de sobrevivência seja superior a 90% e sem alterações significativas, o material pode ser considerado biocompatível. Estes testes garantem a segurança do material antes de sua aplicação na cavidade oral (HUANG,2023).

3.2 Métodos

Para a metodologia proposta em laboratório, a caracterização do material, o procedimento foi dividido em 4 etapas: caracterização mecânica, caracterização térmica, análise química por espectroscopia e reprocessamento dos resíduos.

Figura 9 - Fluxograma da metodologia proposta para a caracterização do material



Fonte: Autoria Própria (2024)

3.2.1 Caracterização Mecânica

A caracterização mecânica das amostras de EVA por meio de ensaios de dureza e tração. Esses ensaios permitem avaliar as propriedades mecânicas do material, garantindo que ele atenda aos requisitos necessários para sua aplicação. A dureza será analisada na escala Shore A, para verificar a resistência superficial, o ensaio de tração determinará a resistência mecânica do material, assim como sua capacidade de deformação.

Os ensaios foram realizados antes e após o reprocessamento do EVA, com o objetivo de identificar possíveis alterações nas propriedades do material. O reprocessamento pode afetar sua estrutura, levando a modificações na resistência mecânica e na dureza. Comparar os resultados obtidos nos dois momentos permitirá compreender o impacto desse processamento sobre o desempenho do material. Em termos de amostragem, foi realizado ao menos 3 amostras de cada marca por ensaio mecânico antes e após o reprocessamento. O ensaio de tração foi realizado a uma taxa de deformação de 50mm/min na máquina universal de ensaios (MUE) da marca Shijin, modelo WDW 100E, com o corpo de prova tipo IV conforme a norma ASTM D638-22.

O ensaio de dureza foi realizado no durômetro shore A da marca Durocontrol com tempo cronometrado e em diferentes regiões da amostra em formato de placas. Foram realizadas uma média de 10 penetrações por amostra e então foi calculado o desvio padrão dos resultados. Todos os ensaios mecânicos foram realizados no laboratório B006 do DAEMA da UTFPR-LD.

3.2.2 Caracterização térmica

A calorimetria diferencial de varredura (DSC), de marca Shimadzu no modelo DSC-60, foi realizada no laboratório B004 do DAEMA da UTFPR-LD com uma taxa de aquecimento de 10°C por minuto sem a presença de uma atmosfera inerte, com uma faixa de temperatura de 25°C até 120°C, acima da temperatura de transição vítrea (T_g) que é abaixo de 0°C. As amostras utilizadas foram pequenas lascas do material cortado que foram pesadas e acondicionadas em uma cápsula de alumínio padrão para DSC fechada.

A dilatometria foi realizada no dilatômetro DIL 402 Expedis Classic da marca NETZSCH em uma faixa de temperatura de 30°C a 130°C com uma taxa de aquecimento de 5°C por minuto. A amostra foi cortada e medida suas dimensões com o auxílio de um paquímetro e que então foram inseridas no equipamento.

Ambos ensaios foram realizados para as amostra antes e após o processamento para cada fabricante, para que possa definir os parâmetros de temperatura no reprocessamento.

3.2.3 Análise química por espectroscopia

Por meio da espectroscopia por infravermelho (FTIR) no modo de aquisição de dados por reflectância total atenuada (ATR), foi analisada ao todo uma amostra de cada fabricante e analisá-la após o reprocessamento. As amostras analisadas foram posicionadas diretamente sob o cristal de ATR garantindo um bom contato com a superfície, em um intervalo de 4000 a 400 cm^{-1} com resolução espectral de 4 cm^{-1} . O equipamento utilizado foi da marca PerkinElmer, modelo Spectrum Two, que se encontra no laboratório B004 do DAEMA da UTFPR-LD.

3.2.4 Reprocessamento dos resíduos

Para realizar o reprocessamento dos resíduos, é necessário primeiramente fragmentar o material, porém como o intuito deste trabalho é que os dentistas e protéticos façam o reprocessamento no próprio ambiente de trabalho, o material será triturado com uma tesoura em pequenos grânulos ao invés da utilização de moinhos.

Com os parâmetros de processamento definidos após uma discussão dos resultados obtidos na caracterização térmica, o reprocessamento é feito por meio de uma prensa térmica com o material fragmentado, de modo a confeccionar uma nova placa do material.

Foi utilizado uma prensa hidráulica térmica modelo MA098/A, da marca Marconi, localizada no laboratório B001 do DAEMA da UTFPR-LD. A temperatura de aquecimento utilizada foi de 100 °C na placa superior e na placa inferior. Após a prensa chegar a esta temperatura, o material cortado em pequenos pedaços foi colocado em um molde lubrificado com formato dos corpos de prova do ensaio de tração, cuja todas as análises foram realizadas a partir desses corpos de prova. Após o preenchimento de todas as cavidades, o molde é envolto por um filme polimérico com resistência térmica referente à temperatura utilizada. O molde é então colocado entre duas chapas de aço e levado até a prensa aquecida.

O molde com o material ficou entre as chapas aquecidas por 10 minutos com a finalidade de fundir o material e conseqüentemente preencher o espaço para a formação do corpo de prova. Após isso, foi colocada uma pressão de 3 toneladas com a prensa, repetindo este processo rapidamente por um total de 5 vezes para evitar a presença de bolhas nos corpos de prova. Subseqüentemente, o molde com

o material é mantido a essas condições de pressão e temperatura por mais 5 minutos e então é resfriado.

Por fim, o material é removido do molde após o resfriamento e são removidas as rebarbas geradas pelo excesso de material. Nesse estudo foram analisadas EVAs padronizados (sem mistura de outros EVAs) e incolores, porém para uma melhor visualização dos corpos de prova, foi realizado o mesmo processo com o EVA de protetores bucais de cores diversas e misturados, conforme visto na Figura 10.

Figura 10 - Corpos de prova de EVA obtidos no final do processo com EVAs de cores distintas



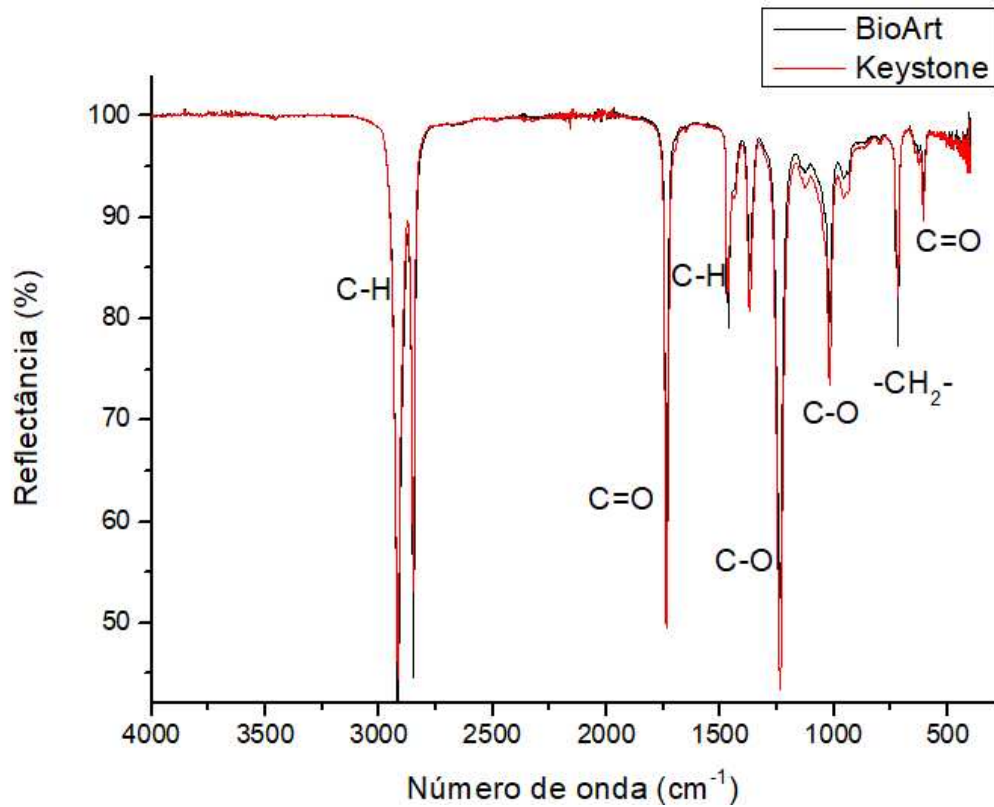
Fonte: Aatoria Própria (2025)

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 ANÁLISE QUÍMICA POR ESPECTROSCOPIA

A espectroscopia no infravermelho (FTIR) revelou que ambas as marcas comerciais analisadas, se tratam de um material de alta pureza, com seus espectros muito bem definidos. Ambas as marcas comerciais analisadas tratam do mesmo material conforme indicado na embalagem, porém ambos os materiais apresentaram diferenças em alguns picos característicos, conforme visto nas Figuras 11 e 12.

Figura 11 - Espectroscopia no infravermelho das marcas comerciais de placas de EVA de protetores bucais em reflectância



Fonte: Autoria Própria (2025)

No gráfico referente ao material da marca Keystone, é possível observar a presença de intensidades maiores nos picos dos grupos referentes ao acetato de vinila, indicando que ele possui um maior teor de acetato de vinila em comparação à marca BioArt. Assim como, no EVA da marca BioArt, é possível observar uma maior intensidade nos picos referentes ao etileno, indicando que possui um menor teor de acetato de vinila. Para analisar os dados obtidos na Figura 11, na Tabela 3 é mostrado as ligações e os grupos funcionais observadas.

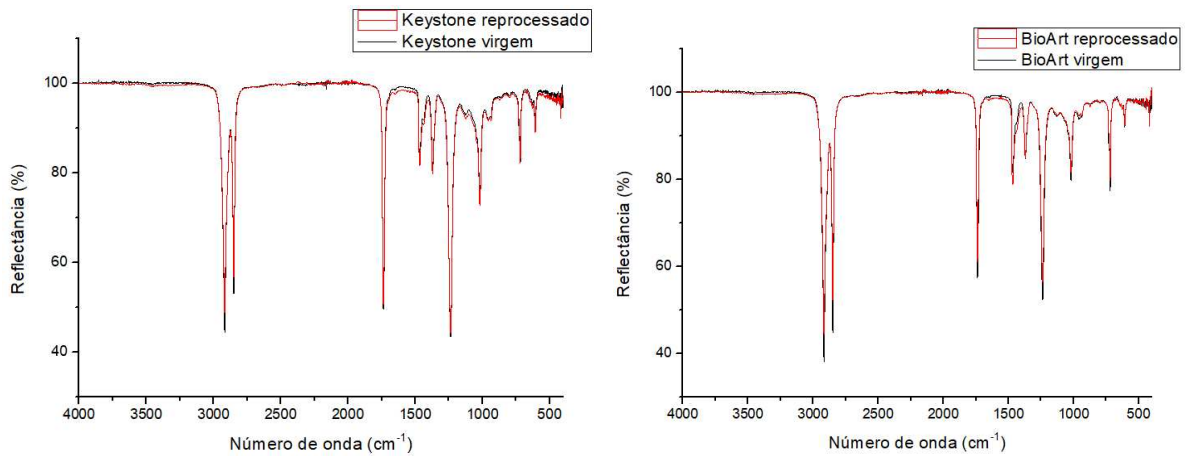
Tabela 3 - Principais características dos picos observados do espectro no infravermelho do EVA

Ligação / Grupo funcional	Nº de onda (cm⁻¹)	Características
C=O (carbonila, éster)	~1735–1740	Forte e isolado
C–O (éster)	~1235–1245	Médio a forte
C–H (alifático)	~2850 e ~2920	Dois picos fortes
Deformações C–H	~1370 e ~1460	Dois picos médios
CH ₂ rocking	~720	Um pico definido

Fonte: Autoria Própria (2025)

Após o reprocessamento, os espectros no infravermelho indicaram que não houve alterações significativas entre as amostras analisadas. As bandas características do material permaneceram praticamente nas mesmas regiões do espectro, com intensidades e formatos semelhantes. Isso sugere que a estrutura química do EVA se manteve estável mesmo após o processo aplicado. Em outras palavras, as principais ligações e grupos funcionais do material não sofreram modificações perceptíveis, confirmando que não houve degradação perceptível no material, o que é reforçado pela presença recorrente dos mesmos picos em todos os espectros avaliados. (WATARI, 2005)

Figura 12 - Espectroscopia no infravermelho das placas de EVA das marcas analisadas antes e após o reprocessamento



Fonte: Aatoria Própria (2025)

4.2 Caracterização mecânica

Ensaio de dureza Shore A foi realizado nas amostras de EVA com o objetivo de avaliar a resistência do material à penetração sob condições controladas. Esse tipo de ensaio é comumente utilizado para materiais poliméricos flexíveis, como o EVA, permitindo uma análise comparativa da rigidez superficial entre diferentes composições do material. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Dureza Shore A das amostras de EVA analisadas

Amostra	Dureza Shore A
BioArt virgem	81,9 ± 0,6
BioArt reprocessado	80,9 ± 0,9
Keystone virgem	72,3 ± 0,9
Keystone reprocessado	71,1 ± 2,0

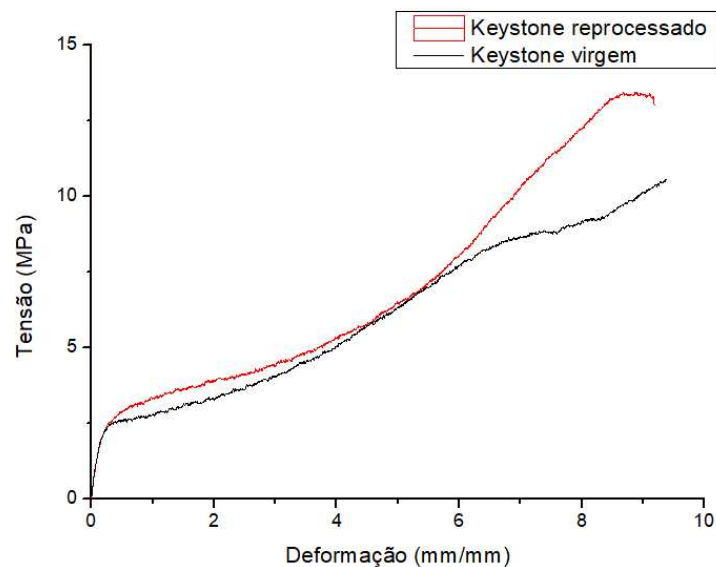
Fonte: Aatoria Própria (2025)

Como é possível observar na Tabela 4, as placas de EVA não apresentaram mudança significativa após o reprocessamento, visto que a diferença entre os valores médios obtidos se encontra dentro do intervalo de desvio padrão. Este fato aliado com os resultados de espectroscopia, sugerem que não houve degradação

significativa do material após o reprocessamento. Contudo, há uma diferença significativa entre as duas marcas, indicando que a placa da marca BioArt possui uma maior limite de resistência à tração e que por se tratar do mesmo material, apresentará uma maior tenacidade.

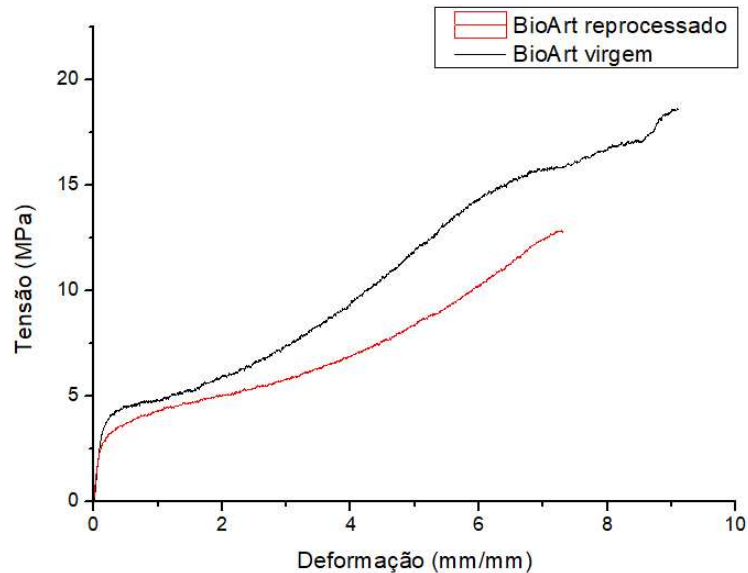
Já nos ensaios de tração observou um comportamento diferente entre os dois materiais. Os resultados obtidos indicam que a marca BioArt apresentou uma maior resistência mecânica em comparação à Keystone, evidenciada pelos valores superiores de dureza Shore A. No entanto, apesar dessa rigidez, o material da BioArt demonstrou menor tenacidade, ou seja, menor capacidade de absorver energia antes de se romper. Isso sugere que, embora seja mais resistente à deformação, o material é também mais suscetível a fraturas sob impacto ou esforço prolongado, diferentemente da marca Keystone, que apresentou comportamento mais dúctil e resiliente. (RONDÓN, 2024)

Figura 13 - Ensaio de tração do EVA da marca Keystone antes e após o reprocessamento



Fonte: Autoria Própria (2025)

Figura 14 - Ensaio de tração do EVA da marca BioArt antes e após o reprocessamento



Fonte: Autoria Própria (2025)

Além disso, observou-se um comportamento diferente entre as duas marcas após o reprocessamento, em que o EVA da placa BioArt apresentou uma diminuição de seu limite de resistência à tração enquanto o EVA da marca Keystone apresentou um aumento do seu limite de resistência à tração.

A placa da Keystone apresentou uma deformação de 9 a 9,5 mm/mm, enquanto a da BioArt apresentou uma redução de 9,5 para 7,5 mm/mm. Com relação ao limite de resistência a tração, observou-se que a marca Keystone aumentou sua resistência de 11 MPa para 13,5 MPa, enquanto a marca BioArt apresentou uma redução de 18 MPa para 12,5 MPa.

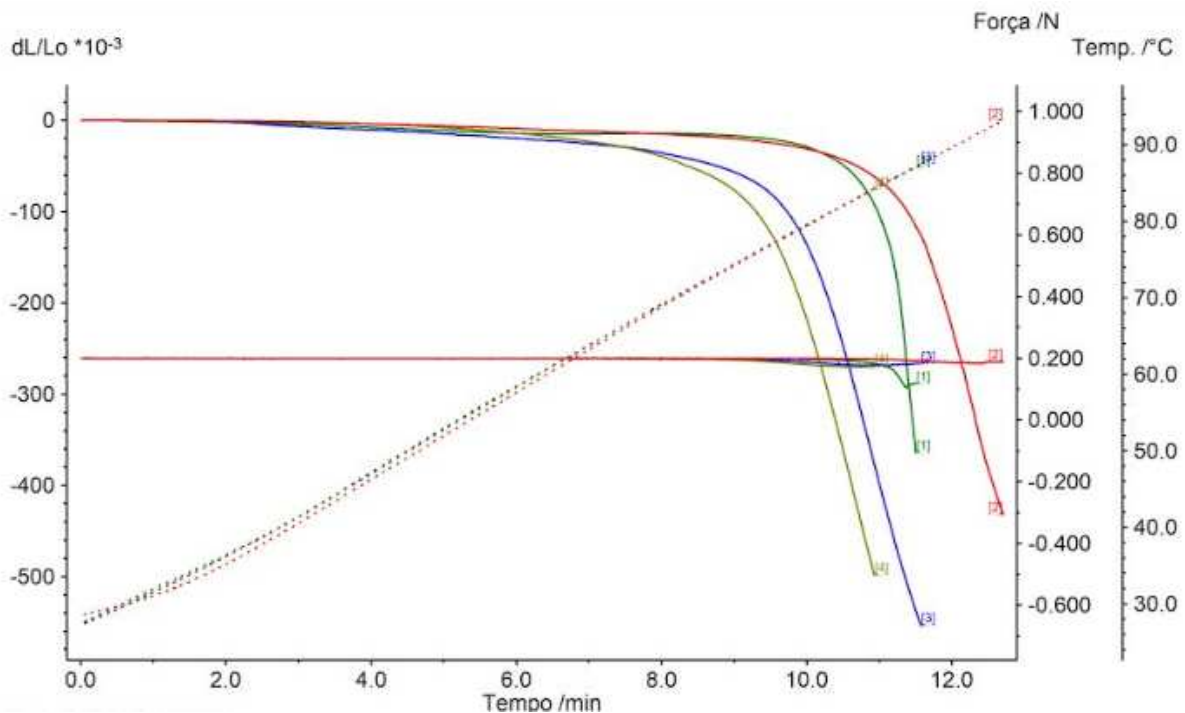
Este comportamento pode ser explicado pelo maior teor de acetato de vinila da marca Keystone, em que no reprocessamento apesar de serem utilizados os mesmos parâmetros de resfriamento, o material possivelmente formou uma cristalinidade maior, sendo que normalmente um teor maior de acetato de vinila tende a deixar o material com características mais amorfas.

4.3 Caracterização térmica

Por meio da técnica de dilatometria, foi possível observar o comportamento do EVA quando está sofrendo uma deformação em temperaturas similares ao

reprocessamento em uma termoformadora. Isso permite uma melhor compreensão de como o material se comporta no reprocessamento.

Figura 15 - Dilatometria das placas de EVA das marcas analisadas antes e após o reprocessamento: [1] BioArt virgem, [2] BioArt reprocessado, [3] Keystone reprocessado, [4] Keystone virgem



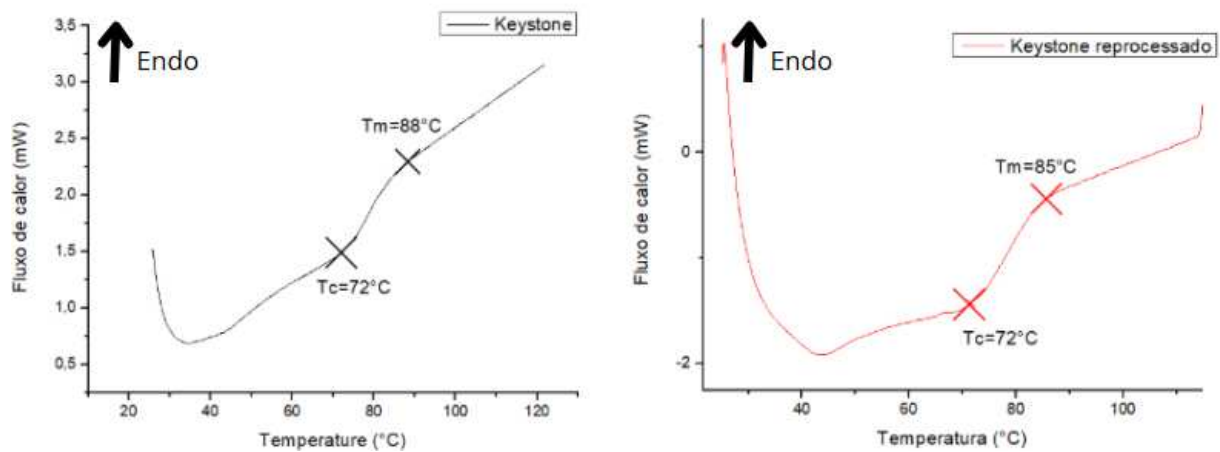
Fonte: Autoria Própria (2025)

A análise das curvas de deformação térmica permitiu identificar as temperaturas aproximadas em que cada amostra iniciou a perda de estabilidade dimensional. A amostra Keystone reprocessado foi a que começou a se deformar mais cedo, por volta de 74 °C, seguida pela amostra BioArt virgem, com início de deformação em torno de 77 °C. A amostra Keystone virgem apresentou início de deformação próximo de 79 °C, enquanto a amostra BioArt reprocessado foi a que resistiu por mais tempo, iniciando a deformação apenas por volta de 83 °C. Esses resultados indicam que o BioArt reprocessado possui maior estabilidade térmica, possivelmente relacionada a modificações estruturais geradas durante o reprocessamento. Já o Keystone reprocessado, ao apresentar deformação em temperatura mais baixa, sugere uma menor resistência térmica, o que pode estar associado a degradação térmica ou alteração nas propriedades físico-químicas do material.

A análise por Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) foi realizada com uma taxa de aquecimento de 10°C/min de 25°C até 120°C, cuja as amostras

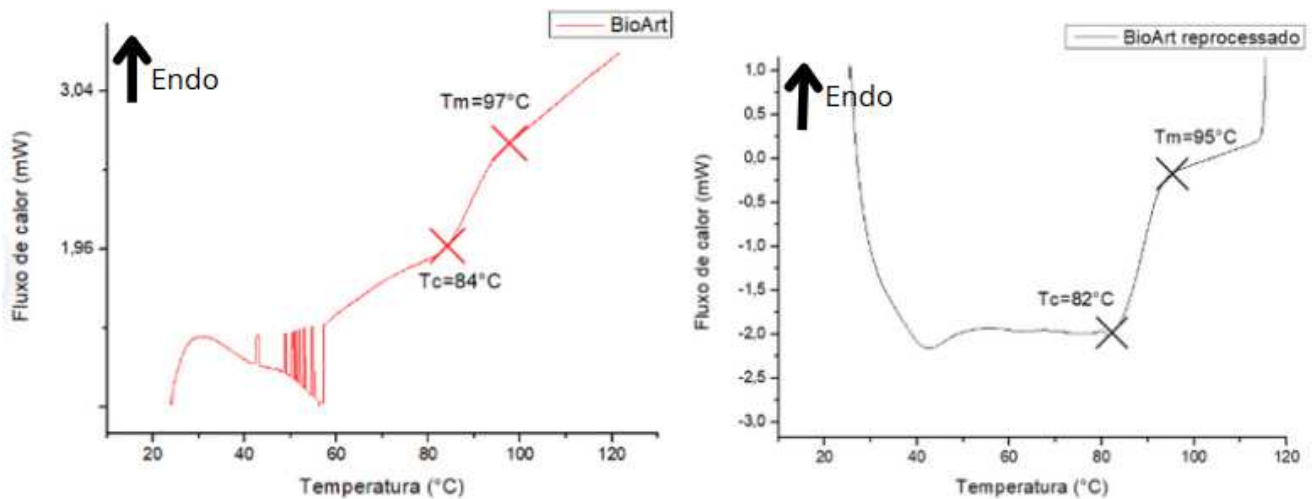
permitiram identificar de forma precisa as transições térmicas características dos materiais, em especial as temperaturas de cristalização (T_c) e de fusão (T_m). Com essas informações, é possível avaliar a estabilidade térmica dos materiais, além de comparar os efeitos de processos como o reprocessamento nas propriedades termomecânicas das amostras.

Figura 16 - Calorimetria exploratória diferencial (DSC) do EVA da marca Keystone antes e após reprocessamento



Fonte: Autoria Própria (2025)

Figura 17 - Calorimetria exploratória diferencial (DSC) do EVA da marca BioArt antes e após reprocessamento



Fonte: Autoria Própria (2025)

Comparando os valores obtidos da amostra da BioArt, a temperatura de fusão (T_m) e a temperatura de cristalização (T_c) com os valores obtidos em um estudo, é

possível estimar que a porcentagem de acetato de vinila do EVA é de próxima de 9%. (KAINDL,2020)

Já os dados da amostra Keystone, comparando os valores temperatura de fusão (T_m) e a temperatura de cristalização (T_c) com os valores obtidos em um estudo, é possível estimar que a porcentagem de acetato de vinila do EVA é de próxima de 28%. (SÄCKL,2024)

5. CONCLUSÃO

A partir das análises químicas, mecânicas e térmicas, bem como dos resultados obtidos o reprocessamento do material de EVA, as seguintes conclusões podem ser extraídas:

- As duas marcas comerciais analisadas apresentaram composições de EVA distintas (diferentes teores de acetato de vinila) e com diferenças significativas em suas propriedades, principalmente após o processamento;
- O aumento no teor de acetato de vinila na síntese do polímero, implica em características de estruturas mais amorfas e impacta fortemente nas propriedades mecânicas dos protetores bucais;
- Um fator que altera significativamente as propriedades mecânicas do polímero para reutilização dele no mesmo produto é a recristalização do EVA que pode alterar de maneira negativa ou positiva dependendo de seu teor de acetato de vinila;
- Ainda são necessários mais estudos sobre o comportamento desse material que são sugeridos para trabalhos futuros.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Realizar ensaios de impacto nas amostras antes e após o reprocessamento, a fim de avaliar possíveis alterações na resistência ao impacto dos materiais.
- Executar testes de biocompatibilidade nos materiais reprocessados para verificar se o processo de reaproveitamento do material interfere em sua segurança para uso em contato com o organismo humano, especialmente em aplicações odontológicas.
- Investigar o comportamento dos materiais sob diferentes condições de resfriamento durante o processamento, analisando como variações na taxa de resfriamento podem influenciar suas propriedades mecânicas e estrutura.
- Repetir as análises para os materiais reprocessados mais de uma vez e verificar se há queda em suas propriedades para ser aplicada como protetor bucal.

REFERÊNCIAS

- AUROY, Pascal et al. Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouth guards. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 75, n. 4, p. 463-471, 1996. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391396900451> . Acesso em: 12 dez. 2024.
- ARFI, Yohan et al. Comparison of shock absorption capacities of three types of mouthguards: A comparative in vitro study. **Dental traumatology**, v. 40, n. 6, p. 702-711, 2024. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/380876675_Comparison_of_shock_absorption_capacities_of_three_types_of_mouthguards_A_comparative_in_vitro_study. Acesso em: 4 jan. 2025.
- BOCHNIG, Melina Simonetta et al. Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. **Dental traumatology**, v. 33, n. 3, p. 205-213, 2017. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12324> . Acesso em: 10 nov. 2024.
- COTO, Neide Pena et al. Mechanical behavior of ethylene vinyl acetate copolymer (EVA) used for fabrication of mouthguards and interocclusal splints. **Brazilian dental journal**, v. 18, n. 4, p. 324-328, 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19031647/> . Acesso em: 07 dez. 2024
- DE ALMEIDA, Maycon Douglas Leão; DA SILVA, Edson Roberto. Dimensionamento de um Equipamento para Ensaio de Impacto Charpy. **Fac. Eng. Mecânica, UniRV Univ. Rio Verde**, p. 1-22, 2015. Disponível em: <https://www.unirv.edu.br/conteudos/fckfiles/files/Artigo%20-%20Dimensionamento%20de%20um%20Equipamento%20para%20Ensaio%20de%20Impacto%20Charpy%20-%20Academico%20Maycon%20Douglas%20Le%C3%A3o%20de%20Almeida.pdf> . Acesso em: 10 nov. 2024.
- EMBLEM, A. 13. Plastics properties for packaging materials. In: **Packaging technology**. Woodhead Publishing, 2012. p. 287-309.
- GALLI, P.; VECCELLIO, G. Polyolefins: The most promising large-volume materials for the 21st century. **Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry**, v. 42, n. 3, p. 396-415, 2004. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pola.10804> . Acesso em: 9 jan. 2025.
- GOULD, Trenton E. et al. Characterization of mouthguard materials: thermal properties of commercialized products. **Dental materials**, v. 25, n. 12, p. 1593-1602, 2009. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564109002784> . Acesso em: 07 dez. 2024
- HUANG, Chao et al. Mouthguards based on the shear-stiffening effect: excellent shock absorption ability with softness perception. **ACS Applied Materials & Interfaces**, v. 15, n. 46, p. 53242-53250, 2023. Disponível em: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsami.3c12648> . Acesso em: 11 jan. 2025

KAINDL, Ludwig. **Characterization of the ethylene-vinyl acetate copolymer and the influencing parameters of the weld in intravaginal rings**. 2020. Disponível em:

<https://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=9015982&fileId=9015986>. Acesso em: 10 nov. 2024.

MAEDA, Yoshinobu et al. Methods for recycling discarded mouth guard sheets. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 2, p. 203-204, 2001. Disponível em: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(01\)17505-0/abstract](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(01)17505-0/abstract) . Acesso em: 11 jan. 2025

MATSUDA, Yoshiaki et al. The effect of light-cured resin with a glass fiber net as an intermediate material for Hard & Space mouthguard. **Dental Traumatology**, v. 36, n. 6, p. 654-661, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32304262/>. Acesso em: 11 jan. 2025.

MEDEIROS, Maria Thalita Siqueira de. **Investigação dos efeitos radiolíticos no poli (etileno-coacetato de vinila)(EVA)**. 2016. Disponível em: https://bdtd.ibict.br/vufind/Record/UFPE_7f0fe41bb4ebdfaf540d00929b02ae0a . Acesso em: 03 jan. 2025.

METHTHANANDA, Iranthi M. et al. The relationship between Shore hardness of elastomeric dental materials and Young's modulus. **Dental materials**, v. 25, n. 8, p. 956-959, 2009. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0109564109001237> . Acesso em: 03 jan. 2025.

MIZUHASHI, Fumi; KOIDE, Kaoru. Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards. **Dental Traumatology**, v. 33, n. 4, p. 295-299, 2017. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12549> . Acesso em: 07 dez. 2024

MIZUHASHI, Ryo et al. Forming temperature of ethylene vinyl acetate sheets for fabrication of vacuum-formed mouthguards. **Dental Traumatology**, v. 36, n. 5, p. 538-542, 2020. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12549> . Acesso em: 07 dez. 2024

OPENAI. ChatGPT (GPT-4). [S. l.]: OpenAI, 2025. Disponível em: <https://chat.openai.com/> . Acesso em: 2 jan. 2025.

POISSON, Philippe; VIOT, Philippe; PETIT, Julien. Behavior under impact of two polyvinyl acetate-polyethylene (PVA-PE) polymers and one elastomer—application to custom-made mouthguards. **Dental materials journal**, v. 28, n. 2, p. 170-177, 2009. Disponível em: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/2/28_2_170/article-char/ja/ . Acesso em: 17 dez. 2024.

RONDÓN, Airin Karelys Avendaño et al. Effect of different materials for conventional and 3D-printed models on the mechanical properties of ethylene-vinyl acetate utilized for fabricating custom-fit mouthguards. **Dental Traumatology**, v. 40, n. 3, p. 281-288, 2024. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0958259224000750> . Acesso em: 22. abril. 2025.

SÄCKL, Gary et al. Advanced analysis of ethylene vinyl acetate copolymer materials for photovoltaic modules. **Polymer Testing**, v. 132, p. 108381, 2024. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941824000588> . Acesso em: 11 dez. 2024.

SAUNDERS, John et al. Impact behaviour of 3D printed cellular structures for mouthguard applications. **Scientific reports**, v. 12, n. 1, p. 4020, 2022. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41598-022-08018-1> . Acesso em: 10 jan. 2025.

SCHEWE, Philipp et al. Shock absorption behavior of elastic polymers for sports mouthguards: An In Vitro comparison of thermoplastic forming and additive manufacturing. **Materials**, v. 15, n. 8, p. 2928, 2022. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1996-1944/15/8/2928> . Acesso em: 16 dez. 2024.

SOUSA, Ana M. et al. Present status in polymeric mouthguards. A future area for additive manufacturing?. **Polymers**, v. 12, n. 7, p. 1490, 2020. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/7/1490#B70-polymers-12-01490>. Acesso em: 6 dez. 2024.

TAKAHASHI, Mutsumi; BANDO, Yogetsu. Thermoforming method to effectively maintain mouthguard thickness: Effect of moving the model position just before vacuum formation. **Dental Traumatology**, v. 35, n. 2, p. 121-127, 2019. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12447> . Acesso em: 2 jan. 2025.

TAKAHASHI, Mutsumi; BANDO, Yogetsu. Thermoforming technique for maintaining the thickness of single-layer mouthguard during pressure formation. **Dental Traumatology**, v. 35, n. 4-5, p. 285-290, 2019. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12472> . Acesso em: 2 jan. 2025.

VERISSIMO, Crisnicaw et al. Evaluation of a dentoalveolar model for testing mouthguards: stress and strain analyses. **Dental traumatology**, v. 32, n. 1, p. 4-13, 2016. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/edt.12472> . Acesso em: 16 dez. 2024.

WATARI, Masahiro; OZAKI, Yukihiro. Calibration models for the vinyl acetate concentration in ethylene-vinyl acetate copolymers and its on-line monitoring by near-infrared spectroscopy and chemometrics: use of band shifts associated with variations in the vinyl acetate concentration to improve the models. **Applied spectroscopy**, v. 59, n. 7, p. 912-919, 2005. Disponível em: https://journals.sagepub.com/doi/10.1366/0003702054411571?utm_source=chatgpt.com . Acesso em: 2 jan. 2025.