

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

RODRIGO ANDRADE MARTINEZ

PROCESSAMENTO DE PLACAS À BASE DE POLICAPROLACTONA
PARA A APLICAÇÃO EM ÓRTESES

São Carlos

2023

RODRIGO ANDRADE MARTINEZ

PROCESSAMENTO DE PLACAS À BASE DE POLICAPROLACTONA
PARA A APLICAÇÃO EM ÓRTESES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof^a. Dr^a. Valéria Meirelles Carril Elui

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan

Versão Corrigida

São Carlos

2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

M385p Martinez, Rodrigo Andrade
 Processamento de placas à base de policaprolactona
 para a aplicação em órteses / Rodrigo Andrade Martinez;
 orientadora Valéria Meirelles Carril Elui; coorientador
 Carlos Alberto Fortulan. São Carlos, 2023.

 Dissertação (Mestrado) - Programa de
 Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de
 Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia
 de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto;
 Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de
 São Paulo, 2023.

 1. Órteses. 2. Processamento de Polímeros. 3.
 Termoplásticos. 4. Termoplásticos de Baixa Temperatura.
 I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Rodrigo Andrade Martinez

Título: “Processamento de placas à base de policaprolactona para a aplicação em órteses”

Data da defesa: 27/02/2023

Comissão Julgadora	Resultado
Prof(a). Dr(a). Carlos Alberto Fortulan EESC / USP- Coorientador	<u>Não Votante</u>
Prof(a). Dr(a). Eliana Cristina da Silva Rigo Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos FZEA / USP	<u>Aprovado</u>
Prof(a). Dr(a). Marcelo A. Chinelatto Escola de Engenharia de São Carlos / EESC-USP	<u>Aprovado</u>
Prof(a). Dr(a). Nilson Casimiro Pereira Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN	<u>Aprovado</u>

Prof(a). Dr(a). Carlos Alberto Fortulan - EESC / USP - **Coorientador**



Presidente da Comissão de Pós-Graduação: Prof. Dr. Adair Roberto Aguiar

*Dedico esse trabalho em memória de meu pai,
Antônio Sérgio Martinez, que me transmitiu a
curiosidade de entender como as coisas funcionam,
bem como, o impulso e a paixão pelo
desenvolvimento de inovações.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora Valéria e o Coorientador Fortulan, pela dedicação e paciência.

Ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - EESC-USP, FMRP-USP, IQSC-USP, ao diretor Adair Roberto Aguiar e à Marcia Maria Hyppolito Geromini, secretaria do programa.

Agradeço à Capes pelo apoio através de bolsa em um período do trabalho.

Ao Laboratório de Polímeros e Laboratório de Polímeros Biodegradáveis do DeMa da UFSCar, por ceder o espaço e os equipamentos. Agradeço aos membros da equipe envolvidos, especialmente: Osvaldo e Lourival, pela colaboração e pelo tempo dedicado.

Ao Laboratório de Mecânica de Precisão, especialmente o professor Renato Goulart Jazinevicius, pelas aulas extras e pelo trabalho e dedicação nas medidas de superfície, sugestões e colaborações ao trabalho.

Ao Laboratório de Tribologia e Compósitos, professor Fortulan, o doutorando João Fiore Lovo e o técnico Luiz Penazzi.

À Empresa Hoedic, da cidade de Franca-SP, que iria nos vender a matéria prima, mas acabou doando e tivemos somente a despesa deslocamento.

Minha mãe e meus sogros que contribuíram muito principalmente provendo dos cuidados com meus filhos, para que eu tivesse tempo de trabalhar.

O Prof. Agnelli e a minha esposa Luciana que além de todo o apoio indireto também deram uma enorme contribuição direta neste trabalho.

Agradeço à professora Eliana, ao professor Chinelatto e ao professor Nilson por participarem da banca e a todas as excelentes sugestões.

RESUMO

MARTINEZ, R. A. **Processamento de placas à base de policaprolactona para a aplicação em órteses.** 2023. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

As órteses são dispositivos aplicados externamente a um segmento do corpo, com intuito de modificar as características estruturais ou funcionais dos sistemas neuromuscular e esquelético. Elas são utilizadas em conjunto com outras estratégias de tratamento para melhorar o desempenho ocupacional, sendo constatado que a maioria dos terapeutas ocupacionais do Brasil utiliza, para esta finalidade, peças ou placas em materiais termoplásticos de baixa temperatura, cujas marcas comerciais disponíveis no mercado são importadas. Este trabalho teve por objetivo avaliar formas de processamento de termoplásticos de baixa temperatura desenvolvidos nacionalmente, em pesquisas anteriores, buscando-se solucionar a principal queixa encontrada pelos usuários e terapeutas, que foi em relação à textura superficial após o aquecimento/moldagem e, assim, obter um material com acabamento superficial mais adequado ao uso e conseqüentemente mais apropriado para a aplicação. Para isso foram processadas matérias primas em extrusora, realizando a mistura dos componentes, que foram, em seguida, granuladas. Na sequência foram obtidas placas do material utilizando moldagem por compressão. Estas placas, bem como materiais comerciais e do estudo anterior foram avaliadas quanto à rugosidade superficial (através de perfilometria ótica) e quanto ao coeficiente de atrito com a pele humana (para isso foi desenvolvida e testada uma metodologia). Os principais resultados foram que os materiais atualmente comercializados apresentam (nas condições de uso) rugosidades (R_a) menores que $7\ \mu\text{m}$ e coeficiente de atrito em torno de 2 a 3,2. É concluído que a texturização superficial é um fator funcional na busca por conforto à pele, durante a execução das atividades diárias, diminuindo o esticamento da pele ocasionado pelo atrito estático e o aparecimento de lesões da pele devido ao atrito friccional. Por fim, através de um processamento mais adequado (moldagem por compressão) foi possível obter um material para órteses com características de rugosidade mais adequadas e similares aos materiais referenciais do mercado.

Palavras-chave: Órteses. Processamento de polímeros. Termoplásticos. Termoplásticos de baixa temperatura

ABSTRACT

MARTINEZ, R. A. **Processing of polycaprolactone-based plates for application in orthoses.** 2023. Dissertation (Master Degree) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

Orthoses are devices applied externally to a segment of the body, with the aim of modifying the structural or functional characteristics of the neuromuscular and skeletal systems. They are used in conjunction with other treatment strategies to improve occupational performance, and it was found that most occupational therapists in Brazil use, for this purpose, pieces or plates in low temperature thermoplastic materials, whose commercial brands available on the market are imported. This work aimed to evaluate ways of processing low-temperature thermoplastics developed nationally, in previous research, seeking to solve the main complaint found by users and therapists, which was in relation to the surface texture after heating/molding and, thus, obtain a material with a surface finish that is more suitable for use and, consequently, more suitable for the application. For this, raw materials were processed in an extruder, mixing the components, which were then granulated. Afterwards, plates of the material were obtained using compression molding. These plates, as well as commercial materials and materials from the previous study, were evaluated for surface roughness (through optical profilometry) and for the coefficient of friction with human skin (a methodology was developed and tested for this). The main results were that the currently commercialized materials present (under the conditions of use) roughness (R_a) smaller than $7\ \mu\text{m}$ and coefficient of friction around 2 to 3.2. It is concluded that surface texturing is a functional factor in the search for skin comfort during daily activities, reducing skin stretching caused by static friction and the appearance of skin lesions due to frictional friction. Finally, through more adequate processing (compression molding), it was possible to obtain a material for orthoses with more adequate roughness characteristics and similar to the reference materials on the market.

Keywords: Orthoses. Polymer processing. Thermoplastics. Low temperature thermoplastics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação ilustrativa dos problemas encontrados em trabalho anterior:	23
Figura 2 - Processo convencional de confecção de órtese com termoplástico de baixa temperatura	31
Figura 3 - Estrutura química do polímero Policaprolactona – PCL	37
Figura 4 - Representação do cálculo da Rugosidade Média (Ra) (linha vermelha) de uma superfície, onde é esquematizado um corte transversal de um objeto (em bege). Através de uma linha laranja é representado o plano médio da superfície. Por uma linha tracejada é representado o desvio absoluto dos pontos em relação à linha média.	42
Figura 5 - Corpo de projeto com dados de métodos independentes disciplinares. A elipse verde representa o que foi desenvolvido no trabalho anterior e a vermelha representa o que foi desenvolvido no presente trabalho.	46
Figura 6 - Fluxograma do desenvolvimento da manufatura.....	47
Figura 7 - Extrusora Dupla Rosca, modelo DRC 30:40 IF, IMACOM.....	49
Figura 8 – Reprocessamento da Formulação 17, como obtida após extrusão e granulação.....	50
Figura 9 - Moldagem por compressão de grânulos, utilizando um molde com cavidade	51
Figura 10 - Grânulos poliméricos compactados em um molde composto por uma chapa de aço recortada, evidenciando o extravasamento dos grânulos e alta porosidade na tentativa de obtenção da placa.....	51
Figura 11 – Sacos de Nylon Poli e Seladora à vácuo	52
Figura 12 - Grânulos dentro do saco, prontos para serem submetidos à vácuo e selados.....	52
Figura 13 – amostra pré-processada (a) depositada entre duas chapas de aço lisas (b), separadas por filme de PET e um espaçador interno (também em aço) (c) de 3,2mm (composto por uma chapa recortada).....	53
Figura 14 –prensagem do molde simples em prensa aquecida (A), iniciando a remoção das folhas de filme PET (B) e remoção do espaçador, após resfriamento.....	54
Figura 15 - Ilustração do processo de Curvaturas, aquecendo a amostra unilateralmente, em região delimitada e de forma rápida (a), comprimindo sobre uma pré-forma de teflon (b), seguido por um rápido resfriamento (c), de forma a conter modificações na região afetada pelo aquecimento (em vermelho), apenas na superfície superior da amostra (que não influenciará no ensaio de coeficiente de atrito) e permitindo assim que a região que entrará em contato com a pele (d) não apresente grandes alterações.....	55
Figura 16 – Esquema ilustrativo do sistema desenvolvido para a determinação do coeficiente de atrito entre a amostra (a) e a pele ventral do antebraço (b), submetendo uma força normal sobre a amostra (c), sendo o antebraço deslocado a uma velocidade constante por um sistema (d) composto por um motor de passo (e) ligado a um fuso que carrega por uma porca de esferas recirculantes uma mesa que suporta o antebraço, a mesa apoiada em trilhos e patins. A força de resistência ao arraste é mensurada por uma célula de carga (f) que está ligada à amostra por um fio de aço (g).....	56
Figura 17- Perfilômetro WYKO – NT1100	57
Figura 18 - Fluxo polimérico esquemático dentro da cavidade do molde, mostrando variação da morfologia ao longo da espessura do molde.	59

Figura 19 - Curva esquemática típica de polímeros fundidos de viscosidade vs taxa de cisalhamento	60
Figura 20 - Legenda da simbologia utilizada para avaliação das possibilidades	61
Figura 21 - Quadro Morfológico com possíveis soluções para a obtenção de placas de termoplástico de baixa temperatura	64
Figura 22 - Fluxograma das soluções para obtenção de placas	65
Figura 23 - Grânulos após pré-processamento por fusão à vácuo	67
Figura 24 - Placas obtidas por prensagem	67
Figura 25 - Fotografia da determinação experimental do coeficiente de atrito	68
Figura 26 - Gráfico da força de Atrito pelo tempo do ensaio onde é indicada uma região de acúmulo de força elástica. Podem ser observados picos (b) e caimento rápidos de força (c), ou então regiões com variações pequenas de força (d). A figura da esquerda é referente aos resultados do material desenvolvido injetado (em trabalho anterior), como sai da injetora e à direita nas condições de uso (após fundir e resfriar, tornando-se rugoso).	68
Figura 27 - Resultados da perfilometria ótica para o material 17 desenvolvido na pesquisa anterior após a obtenção por injeção (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	70
Figura 28 - Resultados da perfilometria ótica para o material 16 desenvolvido na pesquisa anterior após a obtenção por injeção (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	71
Figura 29 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Taylor na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	72
Figura 30 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Ezeform na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita).....	72
Figura 31 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Klarity na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	72
Figura 32 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Orfit na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	73
Figura 33 - Resultados da perfilometria ótica para o material obtido nesta pesquisa após a obtenção por prensagem (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)	73
Figura 34 - Resultados da perfilometria ótica de uma placa de Teflon.....	74
Figura 35 – Dispersão dos resultados de rugosidade superficial (Ra) e coeficiente de atrito para os materiais comerciais (em azul), o material desenvolvido na pesquisa anterior por injeção (em vermelho) e o material cujo processamento por compressão foi desenvolvido nesta pesquisa (em verde), no estado de fornecimento (símbolo totalmente preenchido) e após um ciclo de fusão/resfriamento (na condição de uso) (símbolo meio preenchido). As linhas e setas auxiliam entender a mudança da condição de fornecimento para a condição de uso).	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais Características do Polímero PCL CAPA 6500.....	48
Tabela 2 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas aos métodos de mistura	61
Tabela 3 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas aos métodos processamento ...	62
Tabela 4 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas ao Tamanho das Placas.....	63
Tabela 5 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas à espessura das placas.....	63
Tabela 6 – Resultados da mensuração experimental do coeficiente de atrito medido, utilizando carga de 5 N, velocidade 1mm/s do material citado e a pele humana do lado ventral do antebraço.....	69
Tabela 7 – Rugosidade Superficial (parâmetro Ra), determinada por perfilometria ótica.....	74

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	21
2. OBJETIVOS.....	25
2.1. OBJETIVO GERAL	25
2.1.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS E REVISÃO DA LITERATURA	27
3.1. ÓRTESES	27
3.2. MATERIAIS UTILIZADOS E PROCESSO DE CONFECCÃO DE ÓRTESES ...	28
3.3. POLÍMEROS	32
3.3.1. TERMOPLÁSTICOS	33
3.3.2. POLICAPROLACTONA - PCL	36
3.3.3. BLENDS POLIMÉRICAS	38
3.4. ADITIVOS.....	38
3.5. PROCESSAMENTO DE POLÍMEROS	39
3.5.1. EXTRUSÃO E GRANULAÇÃO	40
3.6. MODOS DE AVALIAÇÃO.....	40
3.6.1. RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	41
3.6.2. COEFICIENTE DE ATRITO	42
4. MATERIAIS E MÉTODOS	45
4.1. MANUFATURA	47
4.2. OBTENÇÃO DA MATÉRIA PRIMA PCL CAPA 6500	48
4.3. MISTURA POR EXTRUSÃO	49
4.4. PROCESSAMENTO POR CALANDRAGEM	50
4.5. MOLDAGEM POR COMPRESSÃO	50
4.5.1. PRÉ-PROCESSAMENTO DOS GRÂNULOS	52
4.5.2. MOLDAGEM.....	53
4.6. AVALIAÇÃO COMPARATIVA	54
4.6.1. COEFICIENTE DE ATRITO	55
4.6.2. RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	57
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
5.1. DETERMINAÇÃO DE SOLUÇÕES, CONSIDERANDO CUSTOS, DIFICULDADES, RECURSOS DISPONÍVEIS E LIMITAÇÕES.	60

5.2. EXTRUSÃO E MISTURA DOS COMPONENTES PARA OBTENÇÃO DO MATERIAL:.....	66
5.3. CALANDRAGEM	66
5.4. MOLDAGEM POR COMPRESSÃO	66
5.1. AVALIAÇÃO COMPARATIVA dos materiais para órteses.	67
5.1.1. AVALIAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO	67
5.1.2. AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL	70
5.1.3. AVALIAÇÃO DA DISPERSÃO UTILIZANDO O COEFICIENTE DE ATRITO E A RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	75
6. CONCLUSÕES.....	77
7. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	79
REFERÊNCIAS	80
APÊNDICE A – resultados dos ensaios de coeficiente de atrito.	87
APÊNDICE B – configurações utilizadas no software origin 2022 para realizar o quick peaks	91

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho é um desdobramento da pesquisa realizada por Luciana Bolzan Martinez, apresentada em sua Tese de Doutorado intitulada “Desenvolvimento no Brasil de termoplástico de baixa temperatura para órteses”, também sob orientação da Prof^a. Dr^a. Valéria Meirelles Carril Elui e concluída em 2018 (MARTINEZ, 2018). Na referida pesquisa foi criada uma metodologia para o desenvolvimento e teste de termoplásticos de baixa temperatura, além de desenvolver novos materiais no Brasil, verificando sua aplicabilidade e viabilidade na prática clínica.

Ressalta-se que há uma busca por novos materiais que possam ser aplicados na área da saúde, sendo que, na ortótica, os polímeros tornaram-se os materiais mais utilizados desde as décadas de 70 e 80, especificamente os termoplásticos, devido à capacidade de moldagem e consequente acomodação anatômica do corpo por parte do aparelho.

Inicialmente os termoplásticos mais utilizados eram os de alta temperatura, que se tornam moldáveis quando aquecidos acima de 150°C e são considerados rígidos e resistentes quando resfriados. O polipropileno, que faz parte deste grupo, ainda é o material mais frequentemente usado nas órteses para membros inferiores, sendo que, devido à alta temperatura, não pode ser aplicado diretamente sobre a pele e a confecção da órtese precisa passar por uma etapa de molde do segmento do corpo com outros materiais, normalmente à base de gesso.

Com o avanço da indústria polimérica, foram introduzidos no mercado materiais com temperatura de trabalho na faixa de 45-70°C, tais como a policaprolactona e o trans-poliisopreno, Esse grupo de materiais foi denominado como termoplásticos de baixa temperatura e começou a ganhar espaço, substituindo os de alta temperatura para algumas aplicações em reabilitação, como as órteses manuais, uma vez que podem ser moldados diretamente sobre o corpo humano e favorecem a fabricação de aparelhos ortopédicos anatômicos (DANCKWARDT, 2016; FESS, 2011; MENG; HU; ZHU, 2008).

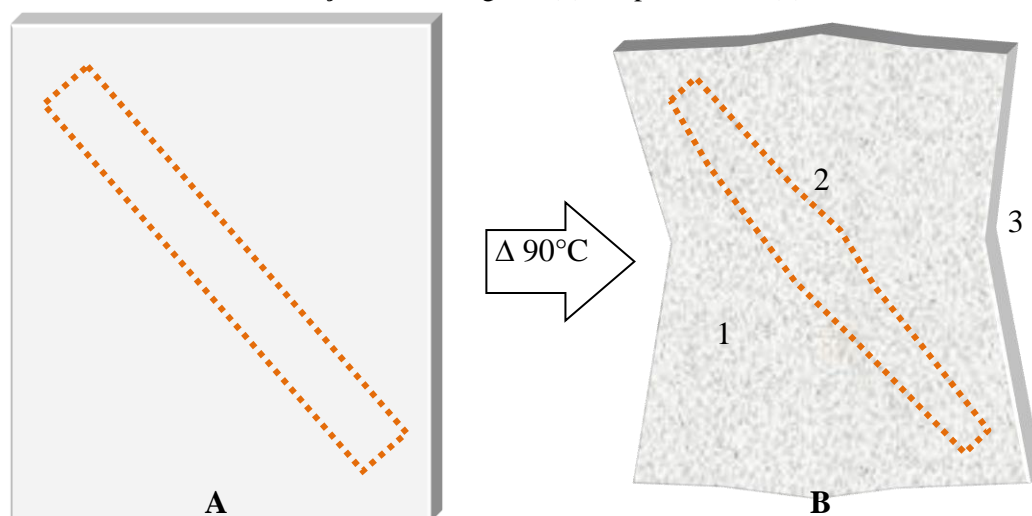
Os termoplásticos de baixa temperatura, objeto de estudo desta pesquisa, são, portanto, os materiais atualmente mais utilizados para uma subárea da ortótica destinada à confecção de

órgeses sob medida para os membros superiores. Apesar da variedade de marcas e modelos, os produtos disponíveis comercialmente são importados e não existem termoplásticos de baixa temperatura destinados à confecção de órgeses que sejam fabricados no Brasil, de forma que o custo ainda é considerado alto (MARTINEZ, 2018).

Na pesquisa de Martinez (2018), foi feita a identificação das necessidades dos usuários em relação aos materiais termoplásticos para órgeses, utilizando-se de uma parte da metodologia QFD (Quality Function Deployment) ou Desdobramento da Função Qualidade (com objetivo de suprir as reais necessidades do paciente). Após o desenvolvimento de materiais nacionais, estes foram testados por diversos usuários (terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas com experiência que atuam nessa área) e comparados aos produtos comerciais mais utilizados. Concluiu-se que foi encontrada uma solução viável de termoplástico de baixa temperatura para confecção de órgeses desenvolvido no Brasil (MARTINEZ, 2018).

Entretanto, a principal queixa relatada pelos profissionais participantes, foi o excesso de rugosidade após o aquecimento/moldagem, aspecto este que comprometeu a avaliação do conforto ao toque, além da preocupação com a higienização. Essa característica foi atribuída, pela equipe da pesquisa, a possíveis limitações de equipamentos, métodos e melhorias nos parâmetros de processamento. Por se tratar de um material nacional viável para confecção de órgeses, a busca de soluções para correção desta queixa foi o que motivou a realização deste trabalho. Além da rugosidade, puderam ser observados, durante o processo de aquecimento das placas produzidas por Martinez (2018), uma alta contração irregular e empenamento da amostra, como exemplificado na Figura 1.

Figura 1 - Representação ilustrativa dos problemas encontrados em trabalho anterior: uma placa produzida por injeção com desenho ilustrativo retangular (A), após o primeiro aquecimento é representado o desenho ilustrativo deformado (B) apresentando: alta rugosidade superficial (1), contração alta e irregular (2), empenamento (3).



Fonte: Elaborado pelo Autor

Nesse contexto, o presente trabalho se dedicou à continuidade do trabalho conduzido por Martinez (2018), especificamente quanto à busca por melhorias no processamento de um dos novos materiais desenvolvidos e à investigação da rugosidade apresentada, uma vez que o material e a textura das órteses são muito importantes para que elas cumpram adequadamente sua função.

A rugosidade é uma das medidas que caracterizam a textura da superfície do aparelho e, quando excessiva, pode acarretar desconforto, dor e/ou lesão no tecido epitelial devido ao repetitivo movimento tangencial de atrito entre sua superfície e a pele durante o uso. Já a rugosidade muito baixa também pode ser um problema, pois o suor da pele lubrifica a região de contato e diminui demasiadamente o atrito, podendo levar à ineficiência no uso da órtese como ação corretiva.

A deformação das placas após aquecimento, moldagem e resfriamento resulta em órteses deformadas que, ao serem aplicadas no usuário, podem proporcionar má distribuição de pressão e, ocasionalmente, levar a uma lesão pontual no membro e/ou perda de sua eficiência. É sabido que algumas das principais causas de deformação de peças termoplásticas devem-se à falta de uniformidade e gradiente da compactação, a um material pouco uniformizado nas etapas de mistura, à concentração de tensão devido à fusão cristalina e eventual exsudação de constituintes. Parte considerável destes aspectos podem ser solucionados com adequado

processamento dos materiais e refinamento dos aditivos de processamento e outros modificadores.

2. OBJETIVOS

2.1.OBJETIVO GERAL

Investigar a origem da deformação e do enrugamento superficial de um termoplástico de baixa temperatura para órteses desenvolvido no Brasil e buscar técnicas de processamento apropriadas para a obtenção de um material com características adequadas para a sua aplicação na área de reabilitação.

2.1.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver processamento de placas de material termoplástico de baixa temperatura que não apresentem rugosidade excessiva, empenamentos, contrações significativas e que, conseqüentemente, não sejam modificadas negativamente as características dimensionais e superficiais ao ser aquecido, obtendo-se assim um produto que não apresente as características negativamente avaliadas no trabalho anterior;
- Caracterizar a rugosidade superficial e o coeficiente de atrito de três grupos de materiais termoplásticos de baixa temperatura para órteses: 1) produtos disponíveis no mercado (materiais importados); 2) material desenvolvido no Brasil, utilizando-se as placas produzidas anteriormente, mensurando o que foi relatado pelos profissionais participantes daquela pesquisa; 3) material obtido pelo presente trabalho (placas produzidas a partir de novas formas de processamento, utilizando-se a mesma formulação do trabalho anterior);
- Reduzir, através de um processamento adequado, a rugosidade apresentada (durante o aquecimento e moldagem) pelo material desenvolvido no Brasil e que foi considerado viável para a confecção de órteses, por profissionais da área de reabilitação com experiência na área.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS E REVISÃO DA LITERATURA

3.1. ÓRTESES

As órteses são dispositivos aplicados externamente a um segmento do corpo, com a finalidade de modificar as características estruturais ou funcionais dos sistemas neuromuscular e esquelético (FESS, 2011) e são utilizadas em conjunto com outras estratégias de tratamento para: prevenir ou corrigir deformidades; proteger estruturas e/ou reduzir a dor; posicionar corretamente e melhorar o desempenho ocupacional; dentre outras finalidades (CALLINAN, 2013; FESS, 2011). Existe uma grande variedade de órteses, destinadas a diversas partes do corpo e, se bem projetadas, podem fazer a diferença na vida da pessoa, a fim de melhorar o bem estar e/o desempenho funcional, direta ou indiretamente, especialmente quando é possível obter um dispositivo individualizado, que atenda necessidades biológicas e ocupacionais, com um processo centrado no cliente (MCKEE; RIVARD, 2011).

Os profissionais da área da saúde que trabalham com reabilitação física e funcional certamente atuam no projeto, construção, indicação/prescrição, verificação final e/ou no treinamento/acompanhamento do uso de órteses (AGNELLI; TOYODA, 2003), uma vez que esses dispositivos compõem uma subárea importante das Tecnologias em Saúde. As órteses podem ser utilizadas como recursos de reabilitação, uma vez que melhoram as condições musculoesqueléticas, ou como recursos de Tecnologia Assistiva (TA), que se destinam à manutenção ou melhora da funcionalidade e da independência de seus usuários (BERSCH, 2017; SMITH *et al.*, 2018), podendo influenciar na inclusão social, qualidade de vida e/ou redução de gastos com outros tratamentos e ações de cuidado (SQUIRES; WILLIAMS; MORRISON, 2016).

Dada a diversidade de aplicações, a prescrição e a confecção de órteses compõem um processo que envolve diferentes variáveis relacionadas à saúde e qualidade de vida de seus usuários (GRADIM; PAIVA, 2018) e exige do terapeuta o conhecimento em diversas áreas, como: anatomia e fisiologia, ocupação humana, análise de atividade, biomecânica, materiais ortopédicos e técnicas de fabricação (MCKEE; RIVARD, 2011). O conhecimento e a escolha dos materiais adequados para cada situação estão entre os fatores fundamentais desse processo (VAN PETTEN; ÁVILA; LIMA, 2014), podendo influenciar e direcionar condutas e resultados

terapêuticos. Nesse sentido, ressalta-se a importância de trabalhos e pesquisas interdisciplinares envolvendo diferentes áreas, como a interface aqui realizada entre a engenharia e a área da saúde.

3.2.MATERIAIS UTILIZADOS E PROCESSO DE CONFECÇÃO DE ÓRTESES

Foram alcançados grandes avanços na tecnologia de materiais para a confecção de órteses durante o século XX, com uma transição de materiais à base de fibras naturais, como madeira e tecido, além de metal e gesso, culminando no uso de materiais poliméricos progressivamente mais sofisticados, especialmente os plásticos (FESS, 2002).

Antes do desenvolvimento e do uso frequente dos plásticos na confecção de aparelhos ortopédicos, eram utilizados materiais metálicos para a estrutura das órteses (predominantemente aço, alumínio, ligas de titânio e ligas de magnésio) e materiais flexíveis para seu revestimento. Por apresentar alta ductilidade e rigidez, o aço inoxidável era comumente usado na construção de órteses para membros inferiores, mas com desvantagens quanto ao peso elevado e baixa flexibilidade. As ligas de alumínio também eram utilizadas por serem resistentes à tração e apresentarem, quando comparadas ao aço, um baixo peso específico, sendo bastante aplicadas a órteses menores, como as de membros superior. As ligas de titânio e de magnésio possuem pequeno peso específico e maior resistência à corrosão e, dessa forma, eram usadas em situações com necessidade de pouco volume e muita resistência. São utilizados ainda para componentes específicos das órteses, mais comumente para os membros inferiores e coletes de coluna, muitas vezes associados a outros materiais.

O gesso é um material antigo na confecção de órteses, mas exige cuidado, pois é rígido e áspero, a depender do acabamento, facilitando a ocorrência de pontos de pressão no aparelho e consequentes ferimentos, além de difícil higiene (não é lavável) e baixa resistência a quedas e umidade. Ainda é utilizado em órteses de membro superior, devido ao baixo custo, especialmente para dispositivos temporários. Um produto deste grupo é o "gesso sintético", que se constitui por uma atadura gessada impregnada de resina de poliuretano, que pode ser usado por ter a resistência aumentada conforme o acréscimo de camadas (ROSSI *et al.*, 1987).

A depender da indicação, uma outra opção são os materiais flexíveis, que podem ser usados como forração (tecidos acolchoados e espuma), associados a materiais rígidos, ou para a estrutura das órteses, como neoprene®, couro e outros tecidos (DANCKWARDT, 2016; FERRIGNO, 2007).

Com a evolução da indústria polimérica, os plásticos passaram a ser aplicados com frequência na confecção de órteses, especialmente os termoplásticos, que podem ser moldados e remodelados com o calor.

Uma nomenclatura utilizada por pesquisadores e profissionais da área de órteses (terapeutas ocupacionais, fisioterapeutas, médicos, ortesistas, protesistas, etc) e adotada neste trabalho, divide os termoplásticos em dois grandes grupos: termoplásticos de alta temperatura e termoplásticos de baixa temperatura (AGNELLI, 2010, 2018), de acordo com a temperatura de moldagem considerando a aplicação direta sobre a pele.

Os termoplásticos de alta temperatura são utilizados frequentemente nas órteses para os membros inferiores por serem rígidos e muito resistentes quando resfriados, sendo que os polímeros mais utilizados são: o polipropileno, o polietileno de ultra alto peso molecular, o Poli (tereftalato de etileno) e o Poli (cloreto de vinila). Tornam-se moldáveis a temperaturas acima de 150°C e não podem ser aplicados diretamente à pele, o que faz com que a moldagem seja realizada em um molde positivo produzido a partir do engessamento do segmento do corpo que receberá o aparelho (MENG; HU; ZHU, 2008). Para melhorar a resistência e a qualidade dessas órteses, bem como diminuir o peso, há pesquisas que apontam combinações de fibras junto aos materiais poliméricos, como fibras de carbono (WACH, 2015) e fibras de vidro (DANCKWARDT, 2016).

Já para órteses de membros superiores, existe uma prevalência de uso de termoplásticos de baixa temperatura (objeto deste estudo), pois tornam-se moldáveis a partir de 45°C e podem ser aplicados diretamente sobre a pele, favorecendo a fabricação de órteses sob medida (FESS, 2011; MCKEE; RIVARD, 2011; MENG; HU; ZHU, 2008).

São encontrados no mercado diversos modelos de órteses pré-fabricadas, entretanto, a depender do tipo e das particularidades anatômicas estas, muitas vezes, não se adaptam bem e não sendo toleradas pelo usuário, principalmente as destinadas aos membros superiores, de maneira que, neste caso, as órteses feitas sob medida são as mais utilizadas (ALMEIDA *et al.*, 2016; ASSUMPCÃO, 2006; GRADIM; PAIVA, 2018). Dessa forma, no Brasil, também foi

constatado que a maioria dos profissionais utiliza os materiais termoplásticos de baixa temperatura, o que também simplifica os procedimentos de confecção (AGNELLI; TOYODA, 2003; ALMEIDA *et al.*, 2016; MARTINEZ, 2018; SILVA, 2014).

As características dos materiais disponíveis no mercado sofrem variações de acordo com o tipo e com a marca, o que pode influenciar na indicação e seleção do material mais adequado para cada situação clínica a ser tratada (MARTINEZ *et al.*, 2022). Atualmente existem termoplásticos de baixa temperatura disponíveis comercialmente na forma de grânulos, faixas e placas, sendo que estas ainda são as mais citadas nas pesquisas envolvendo a confecção de órteses e o teste de materiais. Segundo Martinez (2018), uma das marcas registradas que apresenta vários produtos na forma de placas é a *Rolyan*, dentre os quais encontram-se: Polyform™, Orthoplast II™, TailorSplint™, Aquaplast-T™, Ezeform™, Synergy™ e San-Splint™ (“Performance Health”, 2023). Outros produtos disponíveis são da fabricante *North Coast Medical*, tais como: Clinic®, Encore™, Preferred®, Spectrum™, Prism™, Omega™ Max, Solaris™, Omega™ Plus e Orthoplast® (“North Coast Medical”, 2023). Além disso, há uma variedade de produtos (em forma de placas) da marca *Orfit*, com diferentes opções relacionadas à elasticidade, moldabilidade e resistência ao estiramento, os quais têm sido cada vez mais utilizados em vários países, inclusive no Brasil (ORFIT, 2023).

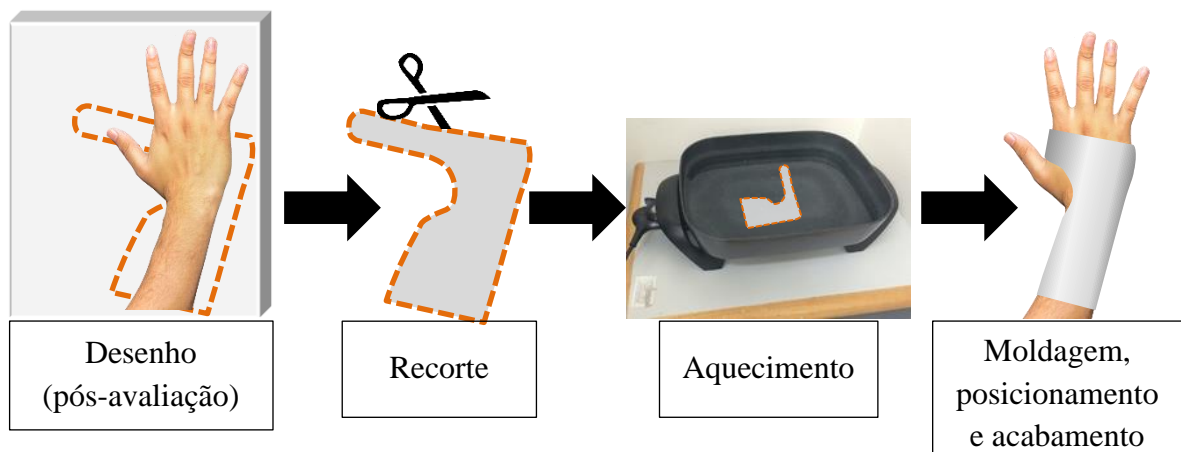
A evolução dos materiais utilizados na área de aparelhos ortopédicos está diretamente ligada às mudanças nos processos de construção e procedimentos envolvidos, sendo que a confecção de uma órtese sob medida, utilizando-se material termoplástico de baixa temperatura é realizada, de forma geral, em quatro etapas, descritas a seguir (e exemplificadas na Figura 2):

1. Desenho (após a devida avaliação do paciente): o profissional da saúde capacitado que realiza o estudo de necessidade de uma órtese, a definição do modelo a utilizar, realiza as medições do segmento do corpo do paciente, podendo ou não ser confeccionados moldes (de papel, tecido ou outro similar) e desenha ou transfere a forma planejada da órtese em uma placa em material termoplástico de baixa temperatura;
2. Recorte: a placa é recortada seguindo o desenho planejado com uso de uma tesoura de costura;
3. Aquecimento: a peça recortada é aquecida em banho de água a uma temperatura entre 80°C e 95°C, ou seja, em torno de 20°C a 35°C acima da Temperatura de

Fusão Cristalina - T_m (considerando um termoplástico cristalino com baixa temperatura de fusão), quando adquire uma consistência de plasticidade e que permite a sua modelagem.

4. Moldagem, posicionamento e acabamento: O material aquecido, sendo totalmente maleável é posicionado no paciente e moldado no membro. O profissional posiciona o segmento do corpo do paciente (como exemplo a mão) de modo que a órtese esteja cumprindo a sua função e permanece nesta posição até o resfriamento, onde é perdida a maleabilidade. Com auxílio de um soprador térmico pode ser melhorada/ajustada regiões específicas e pode ser dado melhor acabamento na órtese. Podem ser colados, rebitados ou presos outros acessórios com velcros, faixas, botões, rebites, reforços, molas, articulações, elásticos etc., para fechamento, posicionamento ou ainda adicionar alguma outra função específica à órtese.

Figura 2 - Processo convencional de confecção de órtese com termoplástico de baixa temperatura



Fonte: Elaborado pelo Autor

Para melhorar a qualidade e a eficácia dos aparelhos confeccionados, a partir da década de 80, princípios de biomecânica vêm sendo incorporados e aplicados a projetos de órteses manuais, por exemplo para se calcular as forças que devem ser geradas sobre o segmento do corpo envolvido e os mecanismos a serem adotados para que seja constituído um sistema de forças paralelas e opostas. Resultados efetivos serão alcançados somente nos casos em que os materiais forem aplicados corretamente, com a força necessária, especialmente nas órteses dinâmicas, que possuem partes que se movimentam (FESS, 2002, 2011). Considerando o sistema de alavanca de 1ª classe, que incorpora força, resistência, eixo de rotação e braços de movimento, faz-se necessário compreender qual é a área de maior tensão na órtese e qual é o efeito do torque sobre uma articulação, a fim de que sejam projetados dispositivos duráveis,

otimizando sua vantagem mecânica, que apresentam, em geral, um braço de alavanca tão longo quanto possível (FERRIGNO, 2007; MCKEE; RIVARD, 2011; RODRIGUES; SOUZA; GALVÃO, 2007).

Além dos conhecimentos da engenharia mecânica, dispositivos confeccionados sob medida requerem a compreensão de princípios básicos da engenharia dos materiais, para que sejam projetados corretamente, para que haja uma seleção adequada do material mais indicado para cada caso e para que as características e as propriedades dos diferentes materiais utilizados sejam otimizadas, com boa resolutividade dos produtos (BRASIL, 2013; MARCOLINO *et al.*, 2015). Portanto, é importante que se compreenda a que se refere cada propriedade e como utilizá-la no processo de confecção das órteses, de maneira favorável à finalidade do recurso, às expectativas e necessidades dos usuários.

De acordo com Breger-Lee e Buford (1992), para escolher o material adequado é preciso conhecer suas propriedades, como elasticidade, memória, resistência, moldabilidade, entre outras. Além disso, estão entre os aspectos a serem considerados na escolha do material para se confeccionar uma órtese: o peso, que deve ser compatível ao esforço humano; as possibilidades financeiras do paciente, que deve participar de forma ativa de todo o processo; a resistência do material, para suportar os movimentos aos quais é submetido; a tolerância ao desgaste e à deformação; nível de toxicidade e estética e capacidade de ser higienizado (AGNELLI; TOYODA, 2003). Nesse sentido, os materiais poliméricos trouxeram um avanço significativo para a área da saúde, possibilitando diferentes aplicações, com propriedades que os tornam úteis na construção de dispositivos em geral, especialmente por serem leves, flexíveis e resistentes à corrosão, favorecendo as etapas de montagem e confecção das órteses.

3.3.POLÍMEROS

Polímeros são materiais orgânicos ou inorgânicos, naturais ou sintéticos, formados por muitas macromoléculas, sendo que cada uma destas macromoléculas deve possuir uma estrutura interna onde há a repetição de pequenas unidades (meros) (AGNELLI, 2010, 2018; CANEVAROLO, 2019; MANO, 1999).

O grupo dos materiais poliméricos tem propriedades que o torna útil para diversas aplicações na área da saúde, pois são leves, flexíveis e apresentam boa resistência à corrosão (PADILHA, 2000; TRAJANO, 2012), sendo que os níveis de toxicidade e biocompatibilidade são algumas das características preliminares utilizadas como referência para selecionar o polímero adequado para cada situação (MAITZ, 2015).

Encontra-se crescente utilização dos elastômeros e de outros polímeros na área médica, como biomateriais, pois apresentam biocompatibilidade, durabilidade, flexibilidade de design e desempenho favorável (YODA, 1998), bem como estão disponíveis em uma ampla variedade de composições, propriedades e formas, como sólidos, baixas temperaturas, tecidos, filmes e géis (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001). Além disso, múltiplos polímeros biológicos, sintéticos e híbridos são utilizados atualmente, tais como materiais para implantes, materiais de suturas, cateteres vasculares, dispositivos em oftalmologia, odontologia, microcirurgia, entre outras (MAITZ, 2015).

Quanto à aplicação na confecção de órteses, os plásticos, grande grupo característico dos materiais poliméricos, revolucionaram a reabilitação, pois apresentam facilidade na manipulação e são resistentes a líquidos como água, urina e óleos (MARTINEZ, 2018; NUNES; LOPES, 2014).

A Classificação dos polímeros quanto às características tecnológicas possibilita a separação em dois grandes grupos: Termoplásticos e Termofixos (ou Termorrígidos), (AGNELLI, 2018; CANEVAROLO, 2019; MANO, 1999; NUNES; LOPES, 2014), sendo que os mais indicados na produção de aparelhos ortopédicos são os termoplásticos, uma vez que se deformam quando aquecidos e podem ser moldados e remodelados com o calor (AGNELLI; TOYODA, 2003; FESS, 2011; MARTINEZ, 2018).

3.3.1. TERMOPLÁSTICOS

Os termoplásticos são polímeros estruturalmente formados por macromoléculas poliméricas lineares ou ramificadas. Isto é, entre as cadeias poliméricas diferentes só existem interações intermoleculares secundárias, reversíveis com a temperatura. Isto permite que os termoplásticos possam ser repetidamente amolecidos pelo aumento da temperatura e

endurecidos pela diminuição da temperatura. Esta alteração reversível é física e não química, mas pode provocar alguma degradação no termoplástico, para um número elevado de ciclos de aquecimento e de resfriamento (AGNELLI, 2018; CALLISTER; RETHWISCH, 2020; MANO, 1999; RUDIN; CHOI, 2016; SPERLING, 2005; ZWEIFEL *et al.*, 2009).

Portanto, nos polímeros termoplásticos não são encontradas ligações cruzadas, que são ligações químicas primárias entre macromoléculas diferentes. Em função da ausência destas ligações cruzadas os termoplásticos podem ser solúveis, dependendo do polímero, do solvente e da temperatura (AGNELLI, 2010, 2018). De acordo com a sua constituição química e/ou de seus aditivos, os termoplásticos podem ser rígidos, semirrígidos e flexíveis. Em relação à Cristalinidade, podem ser classificados como termoplásticos amorfos e termoplásticos “cristalinos” (quando apresentam cristalinidade parcial) (AGNELLI, 2010, 2018).

Em função da quantidade e da qualidade da aplicação em que são empregados, os termoplásticos podem ser subdivididos em: convencionais (ou de grande uso), de engenharia e especiais. Em cada subgrupo pode haver termoplásticos cristalinos ou amorfos (ASHBY, 2016; NUNES; LOPES, 2014).

Os termoplásticos convencionais (ou de grande uso) são: polietileno de baixa densidade, polietileno de alta densidade, polipropileno, poli (cloreto de vinila) e poliestireno (AGNELLI, 2010, 2018). Os principais termoplásticos de engenharia são: náilons, policarbonatos, poliacetais, poliésteres termoplásticos, ABS (graus de engenharia), poli (óxido de fenileno) modificado com poliestireno, polissulfonas, poli (sulfeto de fenileno) e poli (éter-éter-cetona) (CALLISTER; RETHWISCH, 2020; MANO, 1991; SHACKELFORD, 2009; SPERLING, 2005). Entre os termoplásticos especiais podem ser citados o poli (metacrilato de metila), o poli (tetraflúor-etileno) e os polímeros biodegradáveis, como o polímero Policaprolactona – PCL (AGNELLI, 2018), sendo este último, aplicado neste trabalho.

Como já mencionado na introdução, em relação à temperatura e aplicação, de acordo com a nomenclatura adotada pesquisadores e profissionais da área de órteses os termoplásticos podem ser divididos em dois grupos: de alta temperatura e de baixa temperatura (AGNELLI, 2010, 2018).

Os Termoplásticos de alta temperatura são polímeros que precisam ser moldados em temperaturas geralmente superiores a 120°C, muitas vezes sendo bem superior a este valor. Dois exemplos de termoplásticos que pertencem a este grupo são o polipropileno - PP e o

poli(cloreto de vinila) - PVC. Para o PP homopolímero, que é um termoplástico que apresenta cristalinidade e com temperatura de fusão cristalina (T_m) em torno de 165°C , a moldagem normalmente ocorre entre 180°C e 230°C . Para o PVC, que apresenta baixíssima cristalinidade, sendo muitas vezes considerado em termos práticos um polímero amorfo com temperatura de transição vítrea (T_g) igual a 87°C , a moldagem usual ocorre na faixa de 120°C e 200°C para compostos flexíveis e na faixa de 150°C e 220°C para compostos rígidos (AGNELLI, 2010, 2018; ASHBY, 2016; CANEVAROLO, 2019; NUNES; LOPES, 2014).

Atualmente os termoplásticos de alta temperatura são os mais utilizados nas órteses para os membros inferiores, sendo que os polímeros mais utilizados para esta aplicação são o polipropileno, o polietileno de ultra alto peso molecular e o poli (tereftalato de etileno) (MENG; HU; ZHU, 2008). Devido à alta temperatura, a técnica de confecção de órteses com termoplásticos deste grupo consiste basicamente em confeccionar sobre um molde positivo. A obtenção do molde positivo, inicia-se pelo engessamento do segmento do corpo que receberá a órtese. Removendo o engessamento obtém-se um molde negativo (explicando-se de modo simplificado). Este molde negativo é preenchido com um material que enrijece, como por exemplo uma mistura de gesso e água. Após enrijecimento do gesso e remoção do molde negativo, obtém-se o molde positivo. As órteses de alta temperatura são confeccionadas, então, aquecendo a placa do material termoplástico e, em seguida, utilizando luvas térmicas de proteção, é revestindo este molde positivo (a placa fundida de termoplástico de alta temperatura não pode ser tocada diretamente, pois causaria queimaduras graves).

Os Termoplásticos de baixa temperatura são polímeros moldáveis em temperaturas a partir de 45°C , como é o caso do polímero Policaprolactona – PCL (CASARIN, 2010; MARTINEZ, 2018). De acordo com levantamento realizado (DANCKWARDT, 2016), os termoplásticos de baixa temperatura, mais especificamente, os compostos por Policaprolactona, são os principais materiais utilizados para a confecção de órteses. Este polímero será abordado a seguir.

Há prevalência do uso deste grupo de materiais nas órteses para os membros superiores, sendo mencionado em estudos nacionais e internacionais, pois há uma simplificação do processo de confecção dessas órteses, facilitando sua moldagem e com potencial para a fabricação de órteses moldadas diretamente sobre a pele. Esse grupo de materiais apresenta vantagens para a aplicação em órteses, pelas características que favorecem a moldagem e pelo fato de permitirem a construção de aparelhos ortopédicos anatômicos, que se conformam aos

relevos e saliências do corpo humano, conferindo maior conforto e melhor posicionamento (AGNELLI; TOYODA, 2003; ALMEIDA *et al.*, 2016; MALICK, 1978; MCKEE; RIVARD, 2011; MENG; HU; ZHU, 2008).

Os produtos baseados em termoplásticos de baixa temperatura utilizados na confecção de órteses são desenvolvidos à partir de uma matriz polimérica, com variações em sua quantidade, associando-se cargas, reforços, resinas e elastômeros, que influenciam nas características do material. Os dois principais polímeros utilizados como base para esta aplicação são a policaprolactona e o trans-poliisopreno, sendo o primeiro mais frequente (MARTINEZ, 2018; MENG; HU; ZHU, 2008).

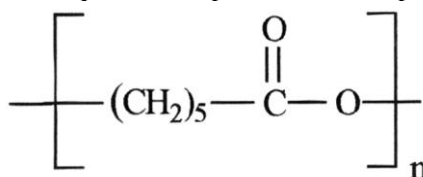
3.3.2. POLICAPROLACTONA - PCL

A Policaprolactona – PCL é o polímero mais frequentemente utilizado como base polimérica na constituição dos materiais termoplásticos para órteses (MARTINEZ, 2018; MENG; HU; ZHU, 2008), além de ser amplamente utilizado para outras aplicações na área da saúde e aprovado para uso em seres humanos, sendo considerado biocompatível (COOMBES *et al.*, 2004; SINHA *et al.*, 2004; TRAJANO, 2012).

O polímero Policaprolactona ou Poli (ϵ -caprolactona) - PCL é um poliéster alifático, sintético, biodegradável, sendo classificado como um polímero termoplástico cristalino, tenaz e flexível. O PCL é um termoplástico de baixa temperatura, pois a sua temperatura de fusão cristalina (T_m) é próxima de 60°C (BASTIOLI, 2020; BELGACEM; GANDINI, 2011; CASARIN, 2010; EUROPEAN BIOPLASTICS, 2023a; FRANÇA *et al.*, 2016; INGEVITY, 2023; KALIA; AVÉROUS, 2011).

A estrutura química do polímero PCL está mostrada na Figura 3.

Figura 3 - Estrutura química do polímero Policaprolactona – PCL



Fonte: Casarin (2010)

O polímero PCL é preparado sinteticamente, geralmente pela polimerização de abertura de anel da ϵ -caprolactona. O PCL possui baixas temperaturas de transição vítrea (entre -60°C e -70°C) e de fusão cristalina (em torno de 60°C). A lenta taxa de cristalização ocasiona variação na cristalinidade com o decorrer do tempo. Até recentemente o polímero PCL não era empregado, em quantidades significativas para as suas diferentes possibilidades de aplicações, devido ao alto custo. Recentemente estas barreiras de custo estão sendo minimizadas misturando-se PCL com outros polímeros e/ou com outros diferentes aditivos (BASTIOLI, 2020; BELGACEM; GANDINI, 2011; KALIA; AVÉROUS, 2011).

Devido à sua baixa temperatura de fusão cristalina, o polímero PCL puro é de difícil processabilidade, pois os equipamentos convencionais para o processamento de termoplásticos normalmente operam em temperaturas bem mais elevadas. Isto é, frequentemente trabalham em faixas de temperaturas usuais para termoplásticos de alta temperatura (CASARIN, 2010; INGEVITY, 2023).

A biocompatibilidade do PCL possibilita também o seu uso em diversas aplicações biomédicas, limitadas pelo tempo em que permanece estável sem estabilização (tempos de uso em geral limitados a 2 anos). Embora não seja produzido de matéria-prima de fontes renováveis o polímero Policaprolactona – PCL puro é completamente biodegradável e compostável com outros materiais biodegradáveis (BASTIOLI, 2020; BELGACEM; GANDINI, 2011; CASARIN, 2010; EUROPEAN BIOPLASTICS, 2023b; FRANÇA *et al.*, 2016; INGEVITY, 2023; KALIA; AVÉROUS, 2011).

Blendas poliméricas do PCL com outros polímeros previamente selecionados são importantes no sentido de ampliar o seu potencial de aplicações (CASARIN, 2010).

3.3.3. BLENDA POLIMÉRICAS

Blendas Poliméricas são misturas físicas ou misturas mecânicas de dois ou mais polímeros, de forma que entre as macromoléculas dos polímeros diferentes só exista interação intermolecular secundária ou que não haja qualquer reação química tradicional entre as cadeias moleculares dos polímeros diferentes (AGNELLI, 2010, 2018; SPERLING, 2005).

As blendas poliméricas comerciais podem ser miscíveis ou imiscíveis, sendo sempre compatíveis, isto é, o objetivo tecnológico imaginado quando se adiciona um segundo polímero modificando um polímero de partida deve ser atingido. Nas blendas poliméricas, denominadas técnicas, busca-se aumento na resistência ao impacto, melhor desempenho térmico, ganhos de processabilidade, entre outras propriedades (AGNELLI, 2010, 2018; CALLISTER; RETHWISCH, 2020; RUDIN; CHOI, 2016; SHACKELFORD, 2009; SPERLING, 2005).

Há também a possibilidade de que a adição de um segundo polímero provoque apenas a redução de custo. Isto pode viabilizar uma aplicação, mas nesta situação o material polimérico modificado não é considerado uma blenda polimérica técnica, que é a denominação usual para uma blenda polimérica quando o material desenvolvido apresenta compatibilidade, caracterizada por algum tipo de ganho de desempenho (AGNELLI, 2010, 2018; SOUZA; ALMEIDA, 2015; SPERLING, 2005).

3.4. ADITIVOS

Aditivos são materiais adicionados como componentes auxiliares dos plásticos e/ou das borrachas (ALMEIDA; SOUZA, 2015; ZWEIFEL *et al.*, 2009).

A inclusão de aditivos nas formulações ou composições de plásticos ou de borrachas visa uma ou mais aplicações específicas como, por exemplo, abaixar o custo, modificar e/ou melhorar diversas propriedades, facilitar o processamento, colorir, etc. (AGNELLI, 2010; CANEVAROLO, 2019; ZWEIFEL *et al.*, 2009).

Os principais aditivos dos plásticos e das borrachas são: fibras de reforço ou reforços fibrosos; cargas inertes e cargas reforçantes ou reforçadoras; plastificantes; lubrificantes;

colorantes, incluindo pigmentos e corantes; estabilizantes térmicos, incluindo antioxidantes primários, antioxidantes secundários e outros estabilizantes térmicos; antiozonantes; estabilizantes à luz ultravioleta, compreendendo absorvedores de luz ultravioleta, aminas estericamente impedidas (HALS) e outros estabilizantes à luz ultravioleta; retardantes de chama; agentes de expansão; agentes antiestáticos; aromatizantes; aditivos antifungos; modificadores de impacto (AGNELLI, 2010; ZWEIFEL *et al.*, 2009).

3.5.PROCESSAMENTO DE POLÍMEROS

O processamento ou a moldagem de polímeros é a transformação de uma matéria-prima polimérica (ou composição polimérica) em um produto. A escolha do tipo de processo de moldagem de um polímero para a obtenção de produto polimérico é feita com base nas características intrínsecas do polímero, na geometria do produto a ser moldado e na quantidade do produto que será produzida. O processamento de um polímero pode ser feito por várias técnicas, sendo as principais citadas a seguir: extrusão (para a preparação intermediária de blendas poliméricas e de outras composições poliméricas ou para a obtenção de produtos finais por extrusão), moldagem por injeção, moldagem por sopro (extrusão-sopro e injeção-sopro), moldagem por compressão, calandragem, termoformagem à vácuo, moldagem rotacional (ou rotomoldagem), moldagem reativa por injeção (RIM), moldagens por vazamento e moldagens manuais (AGNELLI, 2018; CALLISTER; RETHWISCH, 2020; NUNES; LOPES, 2014; SOUZA; ALMEIDA, 2015).

Os polímeros do tipo poliéster, como é o caso do PCL, e outros possíveis modificadores devem ser adequadamente secos antes das operações de processamento que resultarão na produção de blendas poliméricas e de compósitos poliméricos. O teor de umidade residual pode ser quantificado por Termogravimetria ou por outra técnica analítica equivalente (AGNELLI, 2010; CASARIN, 2010; NUNES; LOPES, 2014; SOUZA; ALMEIDA, 2015).

3.5.1. EXTRUSÃO E GRANULAÇÃO

O processo de extrusão é usualmente responsável pela formação estrutural de blendas poliméricas e de compósitos poliméricos. Isto é, a obtenção da morfologia do sistema polimérico, incluindo a distribuição, a dispersão e a interação dos polímeros e dos aditivos modificadores é definida neste tipo de processo. Na operação de extrusão também ocorre a granulação dos materiais desenvolvidos (AGNELLI, 2010; CASARIN, 2010; NUNES; LOPES, 2014; SOUZA; ALMEIDA, 2015).

Na etapa de extrusão, se houver disponibilidade, é recomendada a utilização de uma Extrusora dupla rosca corrotacional, modular, com roscas interpenetrantes, contendo alimentadores/dosadores gravimétricos de alta precisão (AGNELLI, 2018; ALMEIDA; SOUZA, 2015; SOUZA; ALMEIDA, 2015).

Os aspectos estratégicos principais da distribuição, da dispersão e da interação dos componentes de formulações poliméricas são: o desenvolvimento do perfil das roscas modulares considerando principalmente o comportamento reológico dos polímeros, o local de alimentação dos modificadores, o perfil de temperaturas e a vazão da extrusora (AGNELLI, 2018; ALMEIDA; SOUZA, 2015; SOUZA; ALMEIDA, 2015).

O perfil das roscas modulares, isto é, o tipo, o número, a sequência de distribuição e o posicionamento adequado dos elementos (de transporte e de mistura), determina a eficiência da mistura e, conseqüentemente, a qualidade da formulação polimérica, sem causar uma severidade de processamento que provoque a degradação dos polímeros constituintes (AGNELLI, 2010).

3.6. MODOS DE AVALIAÇÃO

Neste trabalho o resultado final esperado é a melhoria de duas características intimamente ligadas: A rugosidade superficial e o coeficiente de atrito, deste modo, se faz necessário revisar estes conceitos.

3.6.1. RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A superfície dos materiais, quanto ao espaço que ocupa, pode ser subdividida em três elementos: forma, ondulação e rugosidade. A forma é o componente mais facilmente observado e como exemplo, pode ser citado a forma retangular, forma esférica, forma plana, etc. Um conceito adicional importante, a ser considerado, é o erro de forma, já que a superfície pode diferir da forma idealmente projetada. Quando nos aproximamos da superfície, poderemos observar ondulações, que podem ter inúmeros formatos, podendo ser a uma sinuosidade periódica na superfície e, mesmo assim não alteram de maneira significativa a forma, estando em um nível intermediário, não podendo ser considerado a forma do objeto nem a rugosidade superficial. Em uma aproximação, ainda maior, existem estruturas ainda menores que representam a rugosidade de uma superfície. Tanto a ondulação quanto a rugosidade, também podem diferir ao que se foi idealizada em uma superfície.

A rugosidade pode ser definida como um conjunto de desvios microgeométricos, caracterizado por pequenas saliências e reentrâncias presentes em uma superfície. Essas pequenas irregularidades podem decorrer tanto do processo de fabricação, quanto do próprio desgaste do material. Ou seja, por mais plano e polido que um determinado corpo se apresente, ainda assim, o mesmo exibirá picos e vales que caracterizam a rugosidade (SILVA *et al.*, 2019).

Sendo que os instrumentos utilizados para a mensuração da rugosidade são:

RUGOSÍMETRO – resumidamente este equipamento faz uma agulha fina percorrer uma superfície (contato), mensurando os vales e picos, aferindo a sua rugosidade.

PERFILÔMETROS ÓPTICOS – funcionam através da interferometria (projeção de luz interferente) ou então da detecção de erro focal e são capazes através da óptica (sem contato) criar uma mapa tridimensional da superfície, podendo ser aferida a rugosidade superficial. Podem existir dificuldades ou impedimentos de medição dependendo da flexibilidade e curvatura do material.

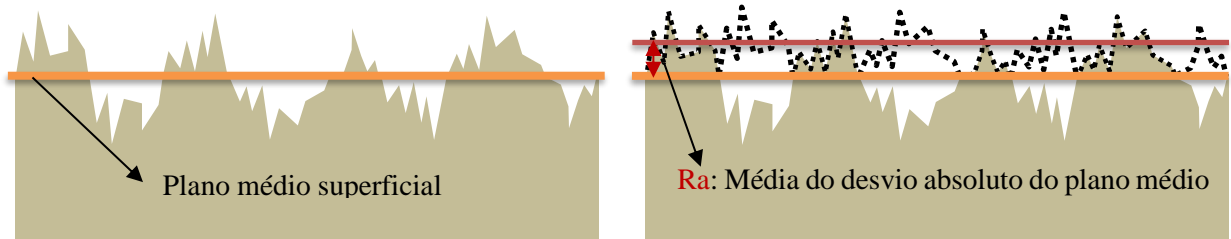
MICROSCÓPIO DE FORÇA ATÔMICA (AFM). Uma sonda detecta as forças de atração/repulsão atômica com a superfície e percorre a amostra mapeando-a. Os AFMs oferecem uma capacidade de medição 3D de alta resolução: podendo demonstrar até mesmo

átomos individuais, entretanto só podem medir sobre uma pequena área (cerca de $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$) e sobre uma pequena altura (cerca de $5\mu\text{m}$).

O parâmetro mais comumente utilizado no cotidiano e na literatura para se referir a uma medida de rugosidade superficial é a Rugosidade Média – chamada de Ra (Roughness Average).

Para determinar a rugosidade média, é determinado primeiramente um plano médio de todos os vales e picos da superfície da amostra, então é calculado a média do desvio absoluto deste plano (a Figura 4 exemplifica esquematicamente como é realizado o cálculo).

Figura 4 - Representação do cálculo da Rugosidade Média (Ra) (linha vermelha) de uma superfície, onde é esquematizado um corte transversal de um objeto (em bege). Através de uma linha laranja é representado o plano médio da superfície. Por uma linha tracejada é representado o desvio absoluto dos pontos em relação à linha média.



Fonte: Elaborado pelo Autor

3.6.2. COEFICIENTE DE ATRITO

De acordo com a lei de Amonton, o coeficiente de atrito é a razão entre a força de atrito (força resistente tangencial à fronteira comum entre dois corpos) e a carga normal (1ª lei do atrito), que permanece constante independentemente da velocidade de escorregamento entre os dois corpos (3ª lei do atrito) ou, em um ensaio, da velocidade de escorregamento da sonda ou da carga normal aplicada usada na medição. Vale ressaltar que há um conjugado desta 3ª lei do atrito onde o coeficiente de atrito estático é maior que o dinâmico. Já a 2ª lei do atrito versa que o coeficiente de atrito é independente da área de contato aparente. Contudo, trabalhos recentes sugerem que a lei de Amonton não é aplicável a superfícies macias e especialmente para a pele humana, uma vez que se verifica que a força de atrito não é linearmente proporcional à carga normal (TANG *et al.*, 2008) podendo variar com a área de contato e a carga, e isto se deve, entre outras características, à adaptação de forma entre as superfícies em contato. À medida que

a elasticidade aumenta, a área de contato também aumenta, o que aumenta o componente adesivo do atrito. Maior elasticidade também levará a um componente de deformação maior.

Há uma série de revisões abrangentes da tribologia da pele (DERLER; GERHARDT, 2012; SIVAMANI *et al.*, 2003; VAN DER HEIDE; ZENG; MASEN, 2013). Todos destacam que uma das principais limitações nos estudos de tribologia da pele é a variabilidade inerente entre os candidatos a testes em humanos. Há grande dispersão em quase todas as medições *in situ* relacionadas à pele. O atrito, por exemplo, pode variar entre 0,1 e 2,5 para o mesmo tipo de teste (BOSTAN *et al.*, 2016). Isso é resultado de várias causas, mas, em última análise, se resume a variações na elasticidade da pele que ditarão a área de contato e a deformabilidade sob uma carga específica (BOSTAN *et al.*, 2016).

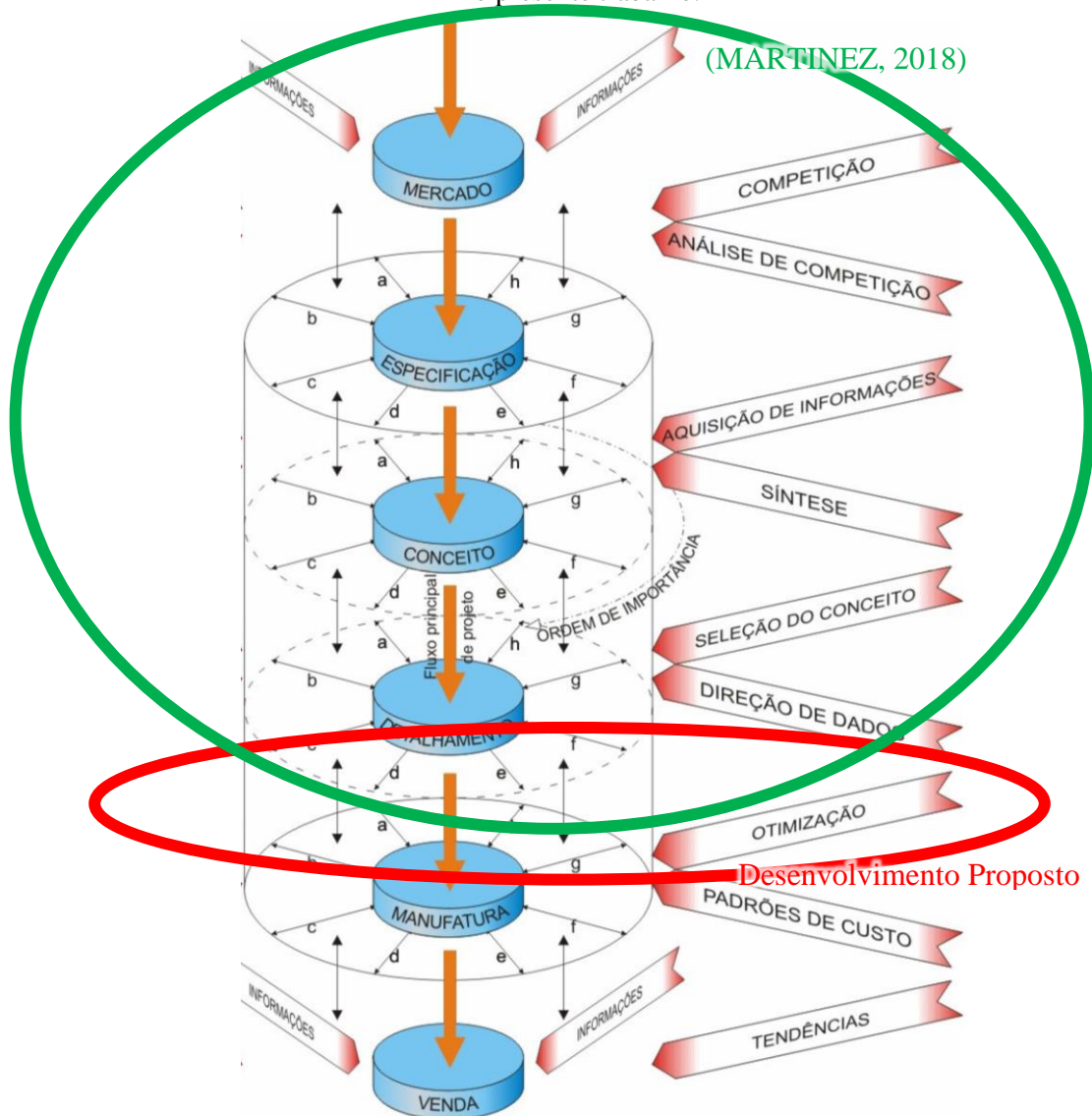
4. MATERIAIS E MÉTODOS

Primeiramente, foram analisadas as chapas injetadas produzidas no trabalho anterior com o objetivo de compreender as causas para o surgimento da rugosidade superficial e empenamento.

Para o desenvolvimento da solução é proposta uma análise baseada no “Método de Pugh”. Este método, criado por Stuart Pugh, na década de 90, compara diversos conceitos de produto, confrontando as diversas concepções, em seguida analisando as vantagens e desvantagens, facilitando a escolha de um que se sobressaia (PUGH, 1991). O modelo de Pugh contém 6 etapas, exemplificadas na Figura 5: 1) Entender a necessidade do cliente; 2) Especificar: utilizar ferramentas de controle e desenvolvimento; 3) Fase conceitual do projeto; 4) Detalhamento do projeto; 5) Fabricação e 6) Lançamento no mercado (venda). Foi considerado que as etapas de 1 a 4 foram contempladas na pesquisa anterior (MARTINEZ, 2018), utilizando as ferramentas do QFD.

Foi desenvolvido, neste trabalho, o processo de manufatura e o detalhamento do processo de fabricação, analisando e testando as possibilidades de processamento, otimizando o que foi encontrado anteriormente.

Figura 5 - Corpo de projeto com dados de métodos independentes disciplinares. A elipse verde representa o que foi desenvolvido no trabalho anterior e a vermelha representa o que foi desenvolvido no presente trabalho.



Fonte: Adaptado de Pugh, Clausing e Andrade¹ (1996 *apud* CARVALHO, 2007)

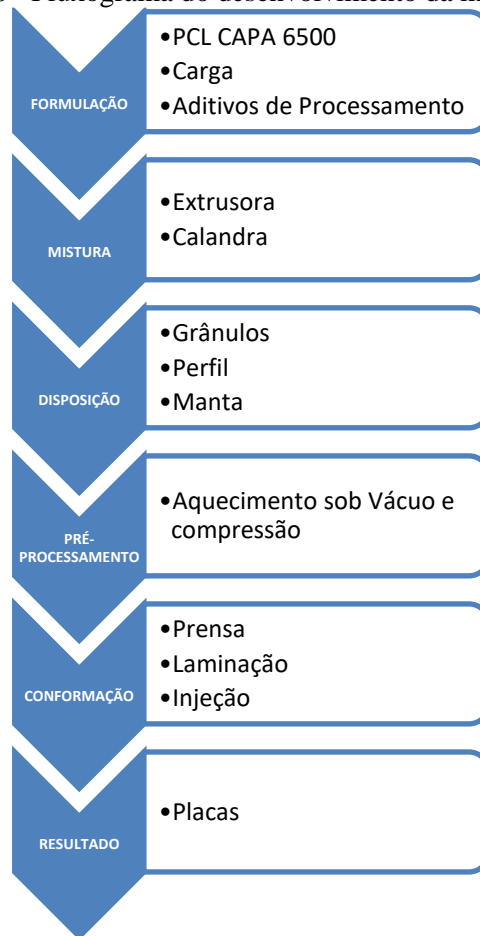
Para se encontrar as possíveis soluções, foram consideradas as ponderações através da técnica de “Vantagem e Desvantagem” para refinar as soluções, considerando custos, dificuldades, recursos disponíveis e limitações.

¹ Pugh; Clausing; Andrade (1996)

4.1.MANUFATURA

O desenvolvimento e refinamento da manufatura envolve questões técnicas e econômicas que são consideradas pelas delimitações do produto (dimensional, textura, moldabilidade, etapas intermediárias) bem como pela disponibilidade de infraestrutura. O fluxograma do desenvolvimento da manufatura é expresso na Figura 6.

Figura 6 - Fluxograma do desenvolvimento da manufatura



Fonte: Elaborado pelo Autor

4.2.OBTENÇÃO DA MATÉRIA PRIMA PCL CAPA 6500

Para o desenvolvimento deste trabalho foi selecionado o PCL, CAPA 6500, desde fevereiro de 2019 produzido pela Ingevity Corporation.

No Brasil este tipo de PCL é vendido em “*big bags*” de 500kg e, atualmente em sacos de 20kg pela Ingevity Química Ltda., que representa a Ingevity Corporation.

A Tabela 1 apresenta as principais características do PCL CAPA 6500, poliéster alifático linear de elevada massa molar. O PCL CAPA 6500 utilizado foi doado pela Empresa Hoedic, da cidade de Franca-SP.

Tabela 1 - Principais Características do Polímero PCL CAPA 6500
(número de registro CAS: 24980-41-4)

PROPRIEDADES/CARACTERÍSTICAS	VALORES
Densidade (ASTM D 792)	1,15g/cm ³
Índice de Fluidez (ASTM D1238, MFI, 2,16kg a 160°C)	5,9 a 7,9g/10min
Massa Molar Numérica Média	50.000Daltons
Massa Molar Ponderal Média	84.500Daltons
Temperatura de Transição Vítreia, Tg (ASTM D4065, DMA)	-60°C
Temperatura de Fusão Cristalina, Tm (ASTM D3418, DSC)	58°C a 60°C
Alongamento na Ruptura (ASTM D 638)	800%

Fonte: Ingevity (2023)

4.3.MISTURA POR EXTRUSÃO

Foi utilizada a Extrusora Dupla Rosca corrotacional, modular, modelo DRC 30:40 IF (diâmetro de rosca de 30mm e razão L/D correspondente a 40), IMACOM, mostrada na Figura 7. O perfil das roscas foi desenvolvido para a produção de polímeros modificados com fibras de reforço, cargas minerais e pigmentos inorgânicos.

Figura 7 - Extrusora Dupla Rosca, modelo DRC 30:40 IF, IMACOM



Fonte: Martinez (2018)

Os componentes da mistura foram pesados em balança, misturados manualmente e inseridos no alimentador da extrusora.

Na saída da extrusora foi acoplado um perfil de extrusão com 4 saídas circulares de 3 mm de diâmetro, em seguida um banho de resfriamento com água a temperatura ambiente e ao final um granulador (que corta os perfis extrudados em forma de grânulos).

Foi, deste modo, processada por extrusão, a mesma formulação utilizada em trabalho anterior (nomeada naquele e no presente trabalho como formulação 17).

Figura 8 – Reprocessamento da Formulação 17, como obtida após extrusão e granulação



Fonte: Elaborado pelo Autor

4.4.PROCESSAMENTO POR CALANDRAGEM

Foram realizados processamentos das formulações obtidas utilizando a calandra do Laboratório de Polímeros do Departamento de Engenharia de Materiais da UFSCar. Esta não possui ajuste de velocidades, permanecendo com os dois cilindros com rotação constante a 25 RPM, contra-rotativos, com a entrada do material por cima. A regulagem de temperatura não se encontrava em funcionamento, podendo apenas ter o aquecimento elétrico ligado ou desligado.

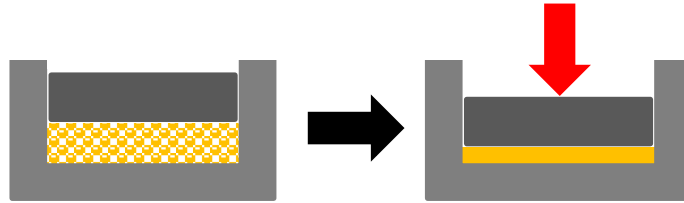
O material da formulação foi aquecido em estufa ajustada a 120°C, por 10 minutos. Os rolos da calandra foram posicionados a uma distância de 3,2 milímetros e aquecidos (através de resistência elétrica interna) até uma temperatura de 100°C, e em seguida a resistência elétrica foi desligada. A rotação dos rolos da calandra foi acionada e o material foi passado pela calandra. Para uma maior uniformização, o material, era enrolado sobre si mesmo, e passado novamente pela calandra através dos rolos por 10 vezes.

4.5.MOLDAGEM POR COMPRESSÃO

A moldagem por compressão de termoplásticos é muito utilizada quando o termoplástico é reforçado com fibra de vidro (como no caso do material desenvolvido) e pode ser realizada adicionando uma porção do material em uma cavidade de um molde, sendo que, em seguida, a este material é exercida uma compressão por uma placa ou contramolde, de modo

que o material seja prensado e compactado (Figura 9). Com a aplicação de temperatura o material é fundido. Ao se resfriar o conjunto, a peça irá solidificar e poderá ser removida do molde (geralmente utilizando-se pinos extratores).

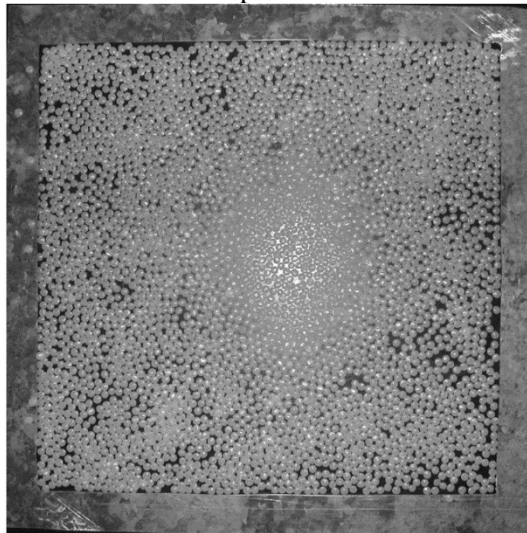
Figura 9 - Moldagem por compressão de grânulos, utilizando um molde com cavidade



Fonte: Elaborado pelo Autor

Entretanto, o molde disponibilizado para a pesquisa foi um molde simples, composto por uma chapa de aço de 3,2mm de espessura, recortada internamente para receber o material e duas chapas de aço lisas, que são posicionadas uma acima e uma abaixo da chapa recortada. Deste modo, sem a presença de uma cavidade que conteria o material durante a prensagem, não seria possível a compactação e remoção do ar entre os grânulos, além de causar o extravasamento dos grânulos para fora da chapa recortada, o que (além da contaminação da prensa) resultaria em uma placa porosa, como pode ser observada na Figura 10.

Figura 10 - Grânulos poliméricos compactados em um molde composto por uma chapa de aço recortada, evidenciando o extravasamento dos grânulos e alta porosidade na tentativa de obtenção da placa



Fonte: Pauleski (2005)

4.5.1. PRÉ-PROCESSAMENTO DOS GRÂNULOS

A metodologia adotada para contornar esta limitação foi realizar um pré-processamento do material em forma de grânulos realizando uma fusão à vácuo. Para isso foram utilizados sacos de Nylon Poli (Embalagens *Sous Vide* - especiais para exposição à temperatura), uma seladora à vácuo (marca Cetro, modelo referência: 9DNEMX38V) e um termo-circulador (construído para este estudo utilizando uma controladora Rex-C100, relé SSR-40da, resistência de 1000W, sensor tipo K e uma bomba de circulação de água).

Figura 11 – Sacos de Nylon Poli e Seladora à vácuo



Fonte: Cetro Máquinas (2023)

Uma porção de grânulos foi inserida em um saco, e com auxílio da seladora à vácuo foi realizado o vácuo por 2 minutos (Figura 12) (a especificação da máquina refere-se a um vácuo de 0.06mPa) e em seguida o saco foi selado.

Figura 12 - Grânulos dentro do saco, prontos para serem submetidos à vácuo e selados.



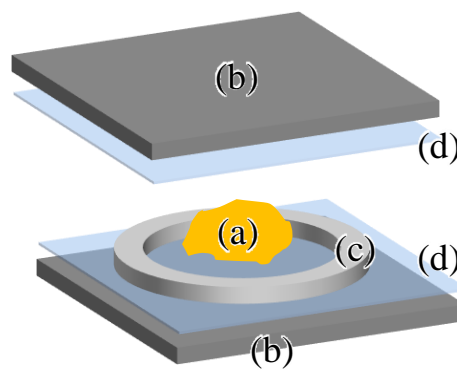
Fonte: Elaborado pelo Autor

O saco selado com os grânulos foi levado a um termocirculador com água a 100°C por 10 minutos e em seguida foi retirado da água e comprimido utilizando um rolo de massa até se obter o mínimo de porosidade.

4.5.2. MOLDAGEM

Foi utilizada uma prensa hidráulica Skay 15ton, com controle de temperatura ajustado a 105°C, na qual a amostra pré-processada foi depositada e prensada entre duas chapas de aço lisas e um espaçador interno (também em aço) de 3,2mm (composto por uma chapa recortada). Não foi possível obter chapas de aço com um polimento superficial similar aos moldes de injeção, então foram utilizadas duas folhas de filme PET (Politereftalato de Etileno), uma de cada lado da amostra, para evitar aderência do material às chapas metálicas e proporcionar um aspecto liso e uniforme da placa, procurando obter uma superfície lisa similar à superfície das placas injetadas no trabalho anterior. Esta disposição para prensagem é ilustrada na Figura 13

Figura 13 – amostra pré-processada (a) depositada entre duas chapas de aço lisas (b), separadas por filme de PET e um espaçador interno (também em aço) (c) de 3,2mm (composto por uma chapa recortada)



Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 14 –prensagem do molde simples em prensa aquecida (A), iniciando a remoção das folhas de filme PET (B) e remoção do espaçador, após resfriamento.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Foi utilizada uma força de fechamento de 10 toneladas, por 10 minutos (Figura 14 A), em seguida o conjunto foi retirado e resfriado em água a temperatura ambiente. Após resfriamento folhas de filme PET foram removidas (Figura 14 B) e a amostra separada do espaçador interno

4.6.AVALIAÇÃO COMPARATIVA

Neste trabalho foram utilizadas as medidas de coeficiente de atrito e rugosidade superficial. Desta forma as amostras foram avaliadas na condição de fornecimento e também após passar por um ciclo de fusão (em água na temperatura e tempo recomendado pelo fabricante) e resfriamento à temperatura ambiente, levando, deste modo, a amostra a apresentar-se nas condições de uso pelo usuário). Desta forma, procurou-se evidenciar as diferenças entre as condições de fornecimento e de uso, bem como, mensurar as mudanças que possam ter ocorrido no desenvolvimento das melhorias, relacionadas ao processamento, em relação à rugosidade superficial dos materiais desenvolvidos.

Para a caracterização dos materiais comerciais e sua comparação quanto ao coeficiente de atrito e rugosidade, foram selecionados quatro termoplásticos de baixa temperatura

disponíveis no mercado, utilizados em larga escala para a confecção de órteses para membros superiores, identificados pelas seguintes marcas registradas e respectivos fabricantes:

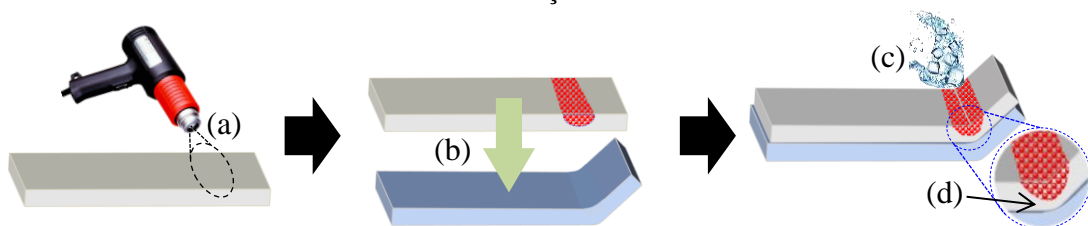
- Rolyan® Ezeform™ / Performance Health;
- Rolyan® TailorSplint™ / Performance Health;
- Klarity™Aqua / North Coast Medical;
- Orfit® / Orfit Industries.

4.6.1. COEFICIENTE DE ATRITO

Foi desenvolvido e testado um sistema de ensaio para medir o coeficiente de atrito entre a pele humana e os materiais para órtese (tanto os comerciais, como os materiais que estão em desenvolvimento no Brasil).

O primeiro passo para se determinar o coeficiente de atrito experimentalmente foi o planejamento e a obtenção das amostras dos materiais termoplásticos a serem testados. Foram estabelecidas as medidas de cada amostra: 8 cm de comprimento, 4 cm de largura e 3,2mm de espessura, além de serem preparadas com uma curvatura de 45 graus em uma das extremidades (um centímetro da lateral em relação ao comprimento), visando diminuir o engaste com a pele. Para isso, houve um cuidado (principalmente para os materiais nas condições de fornecimento), de realizar um aquecimento rápido, delimitado e unilateral, seguido por resfriamento em água gelada, de forma que a parte que entra em contato com a pele seja pouco modificada pelo aquecimento, assim como exemplificado na Figura 15.

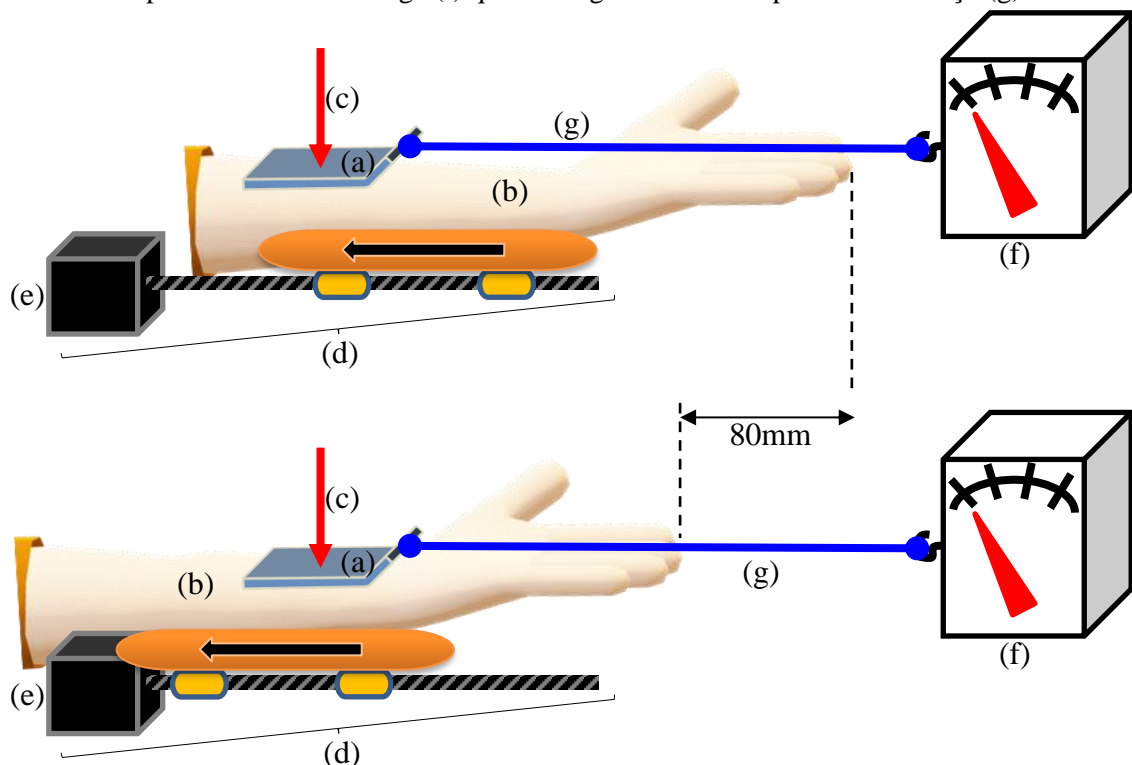
Figura 15 - Ilustração do processo de Curvaturas, aquecendo a amostra unilateralmente, em região delimitada e de forma rápida (a), comprimindo sobre uma pré-forma de teflon (b), seguido por um rápido resfriamento (c), de forma a conter modificações na região afetada pelo aquecimento (em vermelho), apenas na superfície superior da amostra (que não influenciará no ensaio de coeficiente de atrito) e permitindo assim que a região que entrará em contato com a pele (d) não apresente grandes alterações.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Após o preparo das amostras (conforme estabelecido pelo ensaio elaborado), o antebraço foi limpo com álcool isopropílico (removendo resquícios de gordura e suor), após 30 segundos a amostra foi depositada sobre a pele do antebraço, acrescentando sobre a mesma uma força normal de 5 N (~500 gramas força, sugerida como uma força aplicável para fixação de órteses no segmento do corpo correspondente). Esta amostra era mantida em uma posição estática através de um gancho que era acoplado a uma célula de carga (Marca MK, Modelo MKSP-5) por um fio de aço. O antebraço, mantido na horizontal por um suporte, foi movido na direção contrária ao engaste da amostra com a célula de carga, a uma velocidade constante de deslocamento de 1 mm/s, sendo empregada uma distância de deslocamento de 80 mm, de acordo com a Figura 16, que ilustra o sistema desenvolvido e seus componentes.

Figura 16 – Esquema ilustrativo do sistema desenvolvido para a determinação do coeficiente de atrito entre a amostra (a) e a pele ventral do antebraço (b), submetendo uma força normal sobre a amostra (c), sendo o antebraço deslocado a uma velocidade constante por um sistema (d) composto por um motor de passo (e) ligado a um fusão que carrega por uma porca de esferas recirculantes uma mesa que suporta o antebraço, a mesa apoiada em trilhos e patins. A força de resistência ao arraste é mensurada por uma célula de carga (f) que está ligada à amostra por um fio de aço (g)



Fonte: Elaborado pelo Autor

A força de atrito foi registrada a uma taxa de amostragem de 10 Hz (10 registros por segundo, ou seja: uma medida de força a cada 0,1s).

Para diminuir a variabilidade dos resultados, todas as amostras foram ensaiadas usando o mesmo procedimento, em um mesmo dia.

4.6.2. RUGOSIDADE SUPERFICIAL

O parâmetro mais comumente utilizado no cotidiano e na literatura para se referir a uma medida de rugosidade superficial é o Ra ou *Roughness Average* (Rugosidade Média).

A Rugosidade Média (Ra) é o valor médio aritmético do desvio absoluto das alturas dos pontos da superfície em relação a um plano médio.

Para realizar a medida de rugosidade Média foi utilizado um perfilômetro óptico WYKO – NT1100, baseados no princípio de funcionamento de interferometria, o que possibilitou realizar leituras da superfície das amostras com grande resolução, permitindo realizar medidas de rugosidade da superfície. Devido às características de rugosidade da amostra foram utilizadas as objetivas 2,5x e 10x. A Figura 17 ilustra um equipamento de mesmo modelo utilizado nesta pesquisa.

Figura 17- Perfilômetro WYKO – NT1100



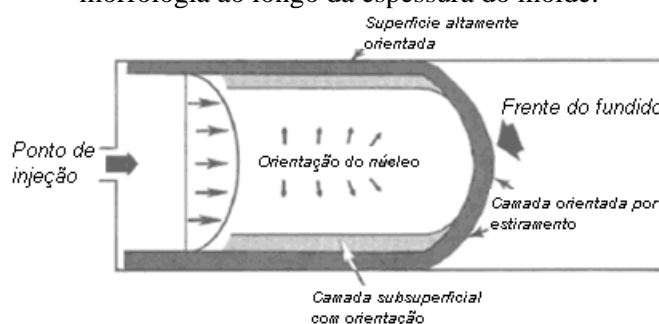
Fonte: Veeco (2006)

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Quanto a análise das chapas injetadas produzidas no trabalho anterior foi teorizada que o surgimento da rugosidade superficial excessiva e empenamento, que ocorreram ao aquecer o material, é decorrente da contração da superfície externa de modo diferente da contração da porção mais interna nas chapas.

Isto foi associado ao fato, que durante a injeção, com as paredes do molde mais frias que o fundido, forma-se um fluxo do tipo fonte (*fountainflow*), exemplificado na Figura 18. Quando o material entra em contato com a parede fria, ele se solidifica formando uma camada congelada, sendo que o material que continua a ser injetado no molde passa pelo meio das paredes congeladas. Próximas à essas camadas congeladas ocorre, então, um grande cisalhamento e um alto grau de orientação molecular (CORDOVA, 2018).

Figura 18 - Fluxo polimérico esquemático dentro da cavidade do molde, mostrando variação da morfologia ao longo da espessura do molde.



Fonte: Cordova (2018)

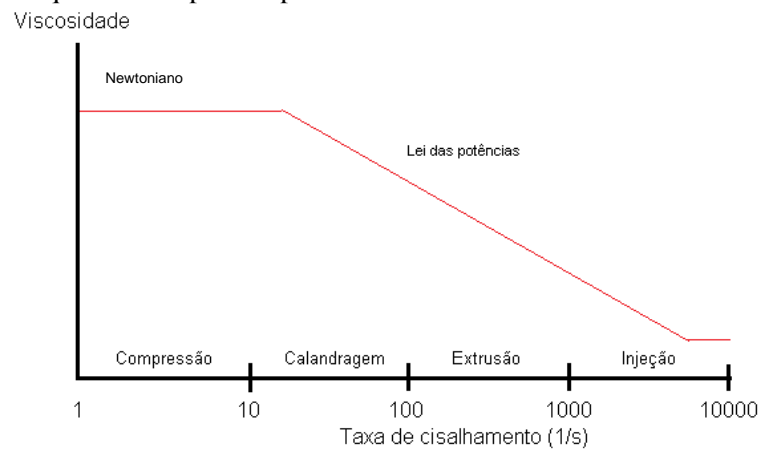
Por este motivo, no uso comum do processo de injeção de termoplásticos as peças produzidas não são adequadas para serem aquecidas além da temperatura de amolecimento e fusão. Ao atingir mobilidade das cadeias poliméricas (T_g), as moléculas poliméricas altamente estiradas tendem, pelas leis da termodinâmica, a retornar ao estado de menor energia livre, e assim há uma contração diferenciada da superfície da chapa, ocorrendo deformação e aumento da rugosidade.

Assim sendo, para aplicações que envolvem aquecimento acima da temperatura de amolecimento do polímero, são indicados processamentos que envolvem uma menor quantidade de tensões residuais e orientação das cadeias poliméricas.

Explica-se, portanto o resultado de rugosidade e contração anisotrópica, não somente pelos parâmetros de injeção (que não puderam ser devidamente estudados), mas também por características do processo de injeção aliadas ao modo de uso dos termoplásticos de baixa temperatura para órteses.

O processo de conformação final deste tipo de produto deve envolver, portanto, um, processamento que envolva uma menor taxa de cisalhamento e de acordo com a Figura 19, os processamentos mais adequados para uso são os por compressão e calandragem.

Figura 19 - Curva esquemática típica de polímeros fundidos de viscosidade vs taxa de cisalhamento



Fonte: Adaptado de Bretas (2005)

5.1.DETERMINAÇÃO DE SOLUÇÕES, CONSIDERANDO CUSTOS, DIFICULDADES, RECURSOS DISPONÍVEIS E LIMITAÇÕES.






Para se encontrar as possíveis soluções, foram consideradas as ponderações através da técnica de “Vantagem e Desvantagem” para refinar as soluções, considerando custos, dificuldades, recursos disponíveis e limitações.

Foi realizada uma análise das vantagens e desvantagens de cada método (considerando os equipamentos disponíveis), sendo que a Tabela 2 apresenta essa análise em relação aos métodos de mistura e a Fonte: Elaborado pelo Autor

Tabela 3 em relação aos métodos de confecção das placas. A Tabela 4 e Tabela 5 ponderam respectivamente a respeito das dimensões e espessura das placas.







Considerando as conclusões de cada parte, foi utilizada a simbologia:

Figura 20 - Legenda da simbologia utilizada para avaliação das possibilidades

-  disponível e acessível
-  adequado
-  não recomendado para a aplicação atual
-  necessidade de investimento financeiro
-  sem disponibilidade de equipamento em condições de uso

Fonte: Elaborado pelo Autor

Tabela 2 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas aos métodos de mistura

Método de Mistura / Conclusões	Vantagens	Desvantagens
Misturador Alta rotação  	<ul style="list-style-type: none"> - Homogeneiza pequenas porções (versões de 100 e 200 cm³) - permite realizar várias formulações com baixo gasto de matéria prima. - Curto tempo de mistura. 	<ul style="list-style-type: none"> - Falta de controle de parâmetros como temperatura, tempo de mistura, inferindo em falta de reprodutibilidade. - Altíssimo cisalhamento podendo causar degradação. - Devido a natureza aderente do PCL apresenta longo tempo remoção do material e limpeza.
Extrusora  	<ul style="list-style-type: none"> - Homogeneiza de forma controlada, contínua e eficaz grande quantidade de material. 	<ul style="list-style-type: none"> - Alto consumo de matéria prima para cada formulação. - Longo tempo de preparação. - Alto gasto de matéria prima com regulagem do processo.
Calandra / Cilindro fechado  	<ul style="list-style-type: none"> - Homogeneiza de forma descontínua (batelada), eficaz, pequenas ou médias quantidades (dependendo do porte da máquina) - permite realizar várias formulações sem gasto excessivo de matéria prima. 	<ul style="list-style-type: none"> - Devido à natureza aderente do PCL há certa dificuldade no manuseio da calandra.




Fonte: Elaborado pelo Autor

Tabela 3 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas aos métodos processamento

Método confecção das Placas	Vantagens	Desvantagens
Injeção \$ ✘	É possível obter uma grande produção de placas de forma controlada e reprodutível.	- Necessária grande quantidade de matéria prima para regular o processo (grande dificuldade em diminuir as tensões residuais do processo de injeção) -Altíssimo custo de molde. - Devido a área projetada, alta força de fechamento de molde
Extrusão \$	É possível obter uma grande produção de placas de forma controlada e reprodutível. É produzida uma chapa contínua, se necessário, podendo ser cortado em diferentes tamanhos.	- Necessária grande quantidade de matéria prima para regular o processo (pode existir dificuldade em remover as tensões residuais do processo de extrusão) - Alto custo do perfil.
Prensagem ✓👍	Baixo custo com a operação. As tensões internas parecem se acomodar durante o resfriamento.	Presença de bolhas na massa podem comprometer o resultado
Laminação 👤👍	Pode ser produzida uma chapa longa e se necessário, podendo ser cortado em diferentes tamanhos.	Presença de bolhas na massa podem comprometer o resultado. Pode existir dificuldade em remover as tensões residuais do processo de laminação.
Impressão 3D ✘	Poderá ser impressa o modelo determinado de tamanho específico e com aberturas vazadas para melhor circulação de ar, e sem desperdício de material devido ao recorte.	Alto custo/tempo de produção As propriedades poderão ser muito diferentes dos métodos convencionais. Limitação de tamanho devido á área de impressão.




Fonte: Elaborado pelo Autor

Tabela 4 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas ao Tamanho das Placas

Tamanho	Vantagens	Desvantagens
41x61 cm 	Tamanho usual encontrado no mercado. Possível de realizar qualquer modelo de órtese de membro superior.	Para injeção/extrusão demandaria de molde/perfil de altíssimo custo. Para prensagem demandaria de uma prensa aquecida de grande tamanho.
20x20 cm 	Disponibilidade da prensa e do molde.	Poucos modelos de órtese de membro superior poderiam ser confeccionados.
6 x12 cm 	Molde de injeção disponível e acessível frente a um custo para o processo.	Pouquíssimos modelos de órtese de membro superior poderiam ser confeccionados.

Fonte: Elaborado pelo Autor

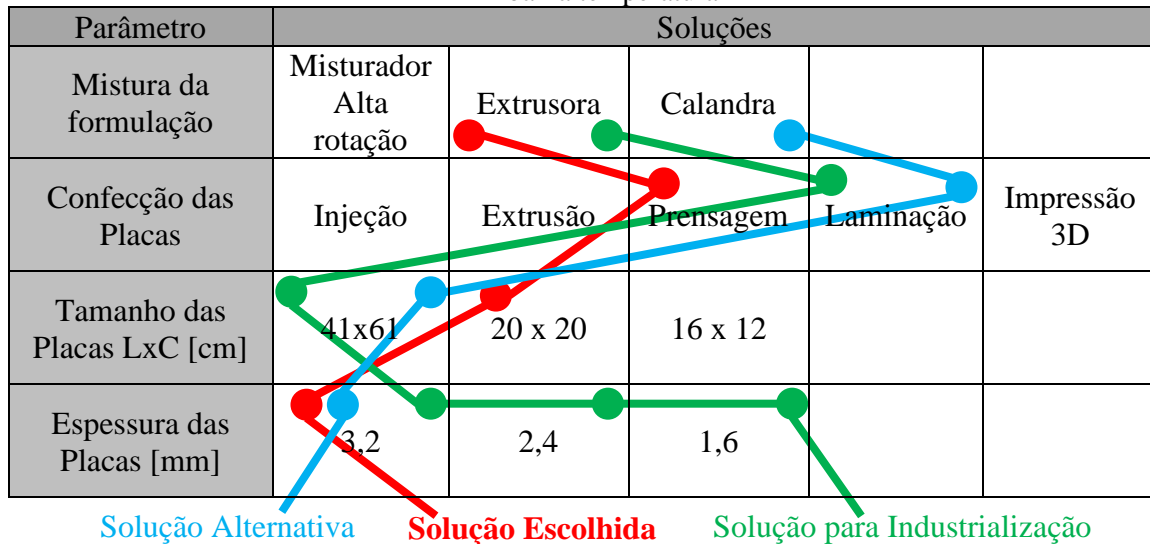
Tabela 5 - Quadro de vantagens e desvantagens relacionadas à espessura das placas

Espessura das Placas	Vantagens	Desvantagens
3,2 mm 	Espessura de maior uso e circulação no mercado. Alta resistência.	Alto peso. Alto consumo de matéria prima. Limitação de uso em pacientes pediátricos.
2,4 mm 	Vantagens intermediárias às outras espessuras.	Baixo uso e circulação no mercado Outras desvantagens intermediárias às outras espessuras.
1,6 mm 	Baixo peso. Baixo consumo de matéria prima. Grande uso em pacientes pediátricos.	Baixa resistência, com limitação de uso para solicitações de carga.

Fonte: Elaborado pelo Autor

Foi realizada, então, a análise de quadro morfológico (ou análise morfológica), para a organização e busca de soluções que pudessem fazer cumprir os objetivos pretendidos, sendo apresentado juntamente com as possíveis soluções sugeridas pelos pesquisadores na Figura 21.

Figura 21 - Quadro Morfológico com possíveis soluções para a obtenção de placas de termoplástico de baixa temperatura



Fonte: Elaborado pelo Autor

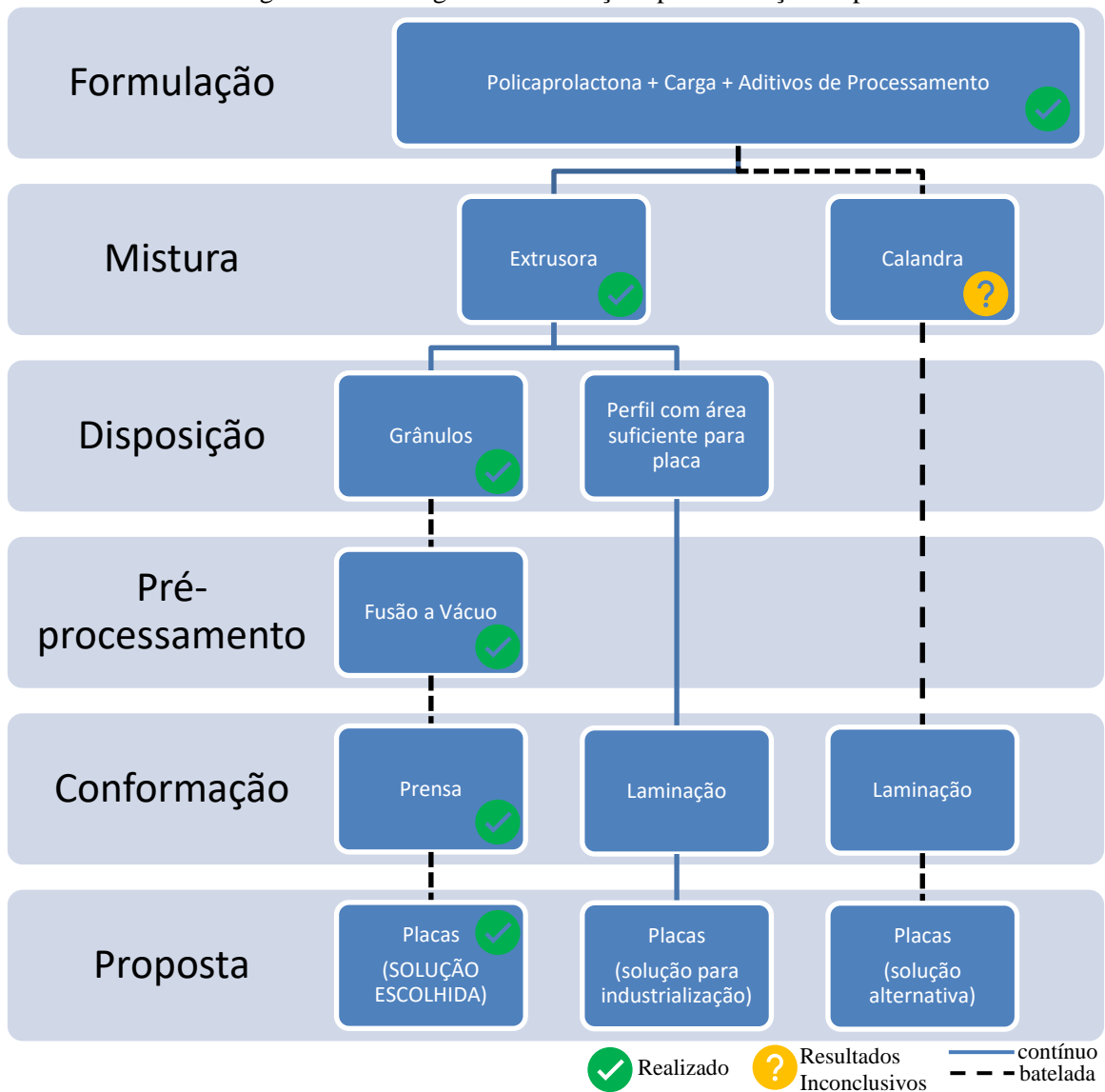
Solução Escolhida - a avaliação final de cada parte foi dada como positiva e há disponibilidade dos equipamentos.

Solução Alternativa – seria uma solução a ser testada caso houvesse disponibilidade de misturador tipo calandra com as características necessárias.

Solução para Industrialização – uma provável solução para produzir as chapas em grande escala.

Para efeito visual e melhor apresentação, as soluções do quadro morfológico foram organizadas e apresentadas através da Figura 22.

Figura 22 - Fluxograma das soluções para obtenção de placas



Fonte: Elaborado pelo Autor

A opção de processamento escolhida neste trabalho, a fim de solucionar o problema da rugosidade apresentada pelos materiais termoplásticos desenvolvidos na pesquisa de Martinez (2018), difere dos procedimentos e processos anteriormente utilizados ao selecionar a prensa para a obtenção de placas. Na pesquisa anterior, sugeriu-se que a utilização de injetora e moldes de placas não projetados para essa utilização podem ter causado a rugosidade após o aquecimento do material, além do fato de que não foi possível um detalhamento nos parâmetros de injeção.

5.2.EXTRUSÃO E MISTURA DOS COMPONENTES PARA OBTENÇÃO DO MATERIAL:

Após limpeza da extrusora foi processada a mesma formulação desenvolvida no trabalho anterior (MARTINEZ, 2018), sendo, portanto, a formulação 17 processada novamente por extrusão para mistura e homogeneização dos componentes da formulação .

5.3.CALANDRAGEM

No processamento em calandra houve dificuldades como alta aderência nos cilindros, além de dificuldades técnicas relacionadas a limitações e problemas do equipamento (falta de controle de velocidades de rotação, ausência de limitadores laterais, controlador de temperatura com mal funcionamento), por isso não foi possível realizar teste de mistura da formulação e também não foi possível o uso como calandra para a obtenção de chapas utilizando este equipamento. O processo de calandragem não foi descartado como alternativa para a fabricação de chapas, porém seria necessário a disponibilidade de um equipamento com ajuste de rotação e controle de temperatura (aquecimento e arrefecimento). Além disso, podem ser estudados aditivos de processamento, visando diminuir a adesão do material com os cilindros.

5.4.MOLDAGEM POR COMPRESSÃO

Através do pré-processamento por fusão a vácuo foram obtidas placas com teor mais baixo de porosidade, conforme evidenciado na Figura 23 e capazes de serem moldadas por compressão em moldes simples.

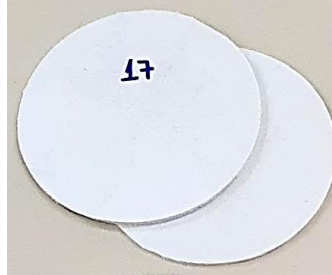
Figura 23 - Grânulos após pré-processamento por fusão à vácuo



Fonte: Elaborado pelo Autor

O material pré-processado foi prensado conforme as condições descritas, obtendo-se placas de 3,2mm de espessura (Figura 24).

Figura 24 - Placas obtidas por prensagem



Fonte: Elaborado pelo Autor

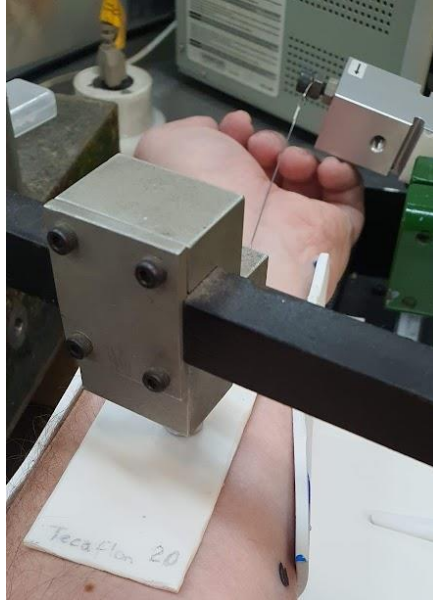
Essas placas foram cortadas em amostras compatíveis com os testes a serem submetidos.

5.1.AVALIAÇÃO COMPARATIVA dos materiais para órteses.

5.1.1. AVALIAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO

O coeficiente de coeficiente de atrito, determinado experimentalmente, conforme ilustrado na Figura 25.

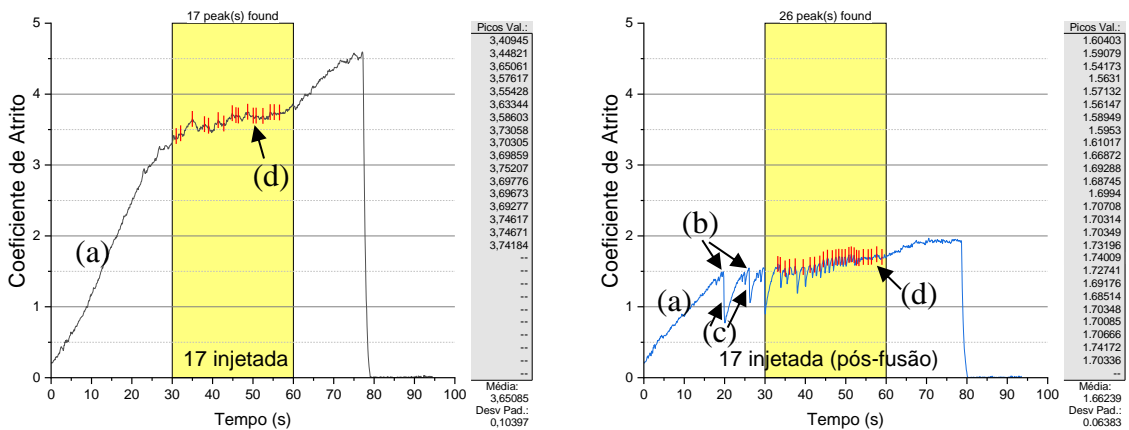
Figura 25 - Fotografia da determinação experimental do coeficiente de atrito



Fonte: Elaborado pelo Autor

Todos os resultados, em formato de gráfico, são apresentados no Apêndice A, sendo que dois resultados serão mostrados, a seguir, para ilustrar a discussão:

Figura 26 - Gráfico da força de Atrito pelo tempo do ensaio onde é indicada uma região de acúmulo de força elástica. Podem ser observados picos (b) e caimento rápido de força (c), ou então regiões com variações pequenas de força (d). A figura da esquerda é referente aos resultados do material desenvolvido injetado (em trabalho anterior), como sai da injetora e à direita nas condições de uso (após fundir e resfriar, tornando-se rugoso).



Fonte: Elaborado pelo Autor

Os resultados da Figura 26 evidenciam que o atrito é mais alto em uma placa totalmente lisa e apresenta uma queda após tornar-se rugosa (fundindo-a e resfriando-a), nas condições de uso.

Pode ser observado o fenômeno do *stick-slip*, que pode ocorrer em algumas ocasiões, onde há uma variação na velocidade de deslizamento, produzindo um tipo de oscilação no

movimento. Esta oscilação na velocidade de deslizamento (ou na força de atrito) é chamada de *stick-slip* (adere-escorrega). A adesão se dá durante o acúmulo de energia, antes de atingir a força para romper o atrito estático (caracterizados pelo acúmulo de força no tempo como ilustrado na Figura 26 (a), sendo que ao atingir a força necessária para romper o atrito estático ocorre um rápido escorregamento - Figura 26 (c), cujo mecanismo pode iniciar novamente.

Com a finalidade de se determinar um valor para o atrito de cada amostra, foi observado que o ensaio apresentou uma regularidade entre 30 e 60 s (referentes ao percurso entre a 30 e 60mm), sendo que o valor máximo dos picos (Figura 26 - b) se mostrou repetitivo e próximo do valor de quando a amostra atinge uma estabilidade sem mecanismos de *stick-slip*. Assim sendo foi utilizada a ferramenta do Software Origin 2022: Quick Peaks limitado na escala x entre 30 e 60 segundos, sem utilizar uma linha de base, com o método de localizar picos: máximo local (em 5 pontos locais), com filtro automático definindo altura do limiar em 20% (as configurações no Origin utilizadas podem ser consultadas no Apêndice B). Para a determinação de um coeficiente de atrito por amostra foi calculada a média e desvio padrão de todos os picos encontrados para cada amostra. Os resultados da mensuração experimental do coeficiente de atrito são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Resultados da mensuração experimental do coeficiente de atrito medido, utilizando carga de 5 N, velocidade 1mm/s do material citado e a pele humana do lado ventral do antebraço.

Origem	Material	Coefficiente de Atrito	Desvio Padrão Coef. Atrito
Estudo Anterior	16 injetada	3,12	0,12
	16 injetada (pós fusão)	1,68	0,06
	17 injetada	3,66	0,10
	17 injetada (pós fusão)	1,66	0,06
Processamento desenvolvido neste trabalho	17 prensado (estudo)	3,28	0,10
	17 prensado (estudo) (pós fusão)	2,08	0,10
Materiais comercialmente disponíveis (importados)	Ezeform	2,08	0,06
	Ezeform (pós fusão)	2,28	0,06
	Klarity	3,02	0,07
	Klarity (pós fusão)	2,20	0,31
	Orfit	3,18	0,12
	Orfit (pós fusão)	2,72	0,10
	Taylor	2,04	0,13
Taylor (pós fusão)	2,44	0,13	
Padrão Comparativo	Tecaflon	1,92	0,05

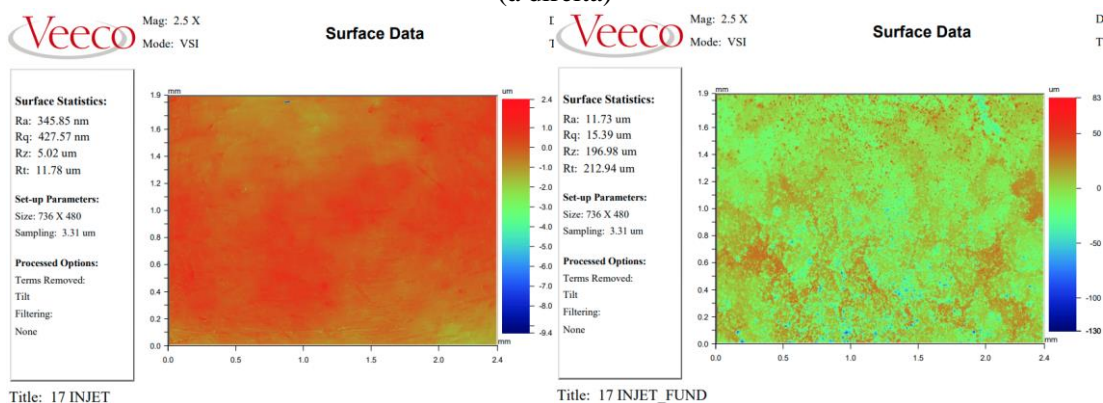
Fonte: Elaborado pelo Autor

5.1.2. AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A perfilometria óptica permite que, após a varredura da superfície e arquivamento dos dados, diversos parâmetros diferentes possam ser aferidos. A medida média de rugosidade superficial (R_a) foi determinada para cada amostra e refletiu a percepção de alteração de rugosidade superficial entre a amostra em condição de fornecimento e em condição de uso, referenciado em pesquisa anterior.

Na Figura 27 é mostrado o resultado da perfilometria óptica para a amostra do material 17 que foi desenvolvido na pesquisa anterior. Nota-se no estado de fornecimento uma rugosidade superficial média de $0,34585\mu\text{m}$ (superfície lisa) e após a fusão a rugosidade tem um aumento de 33 vezes chegando ao valor de $11,73\mu\text{m}$.

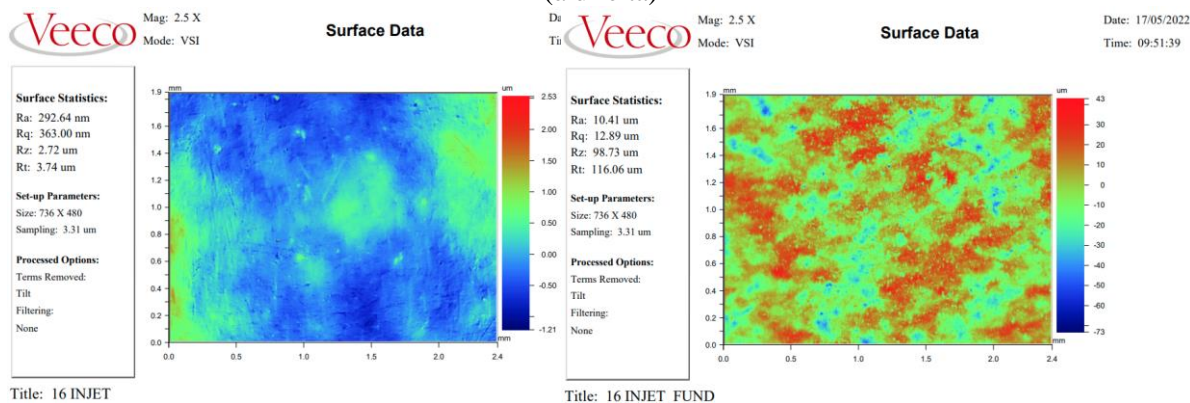
Figura 27 - Resultados da perfilometria óptica para o material 17 desenvolvido na pesquisa anterior após a obtenção por injeção (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



Fonte: Elaborado pelo Autor

Resultado semelhante é observado na Formulação 16 da pesquisa anterior, como mostrado na Figura 28:

Figura 28 - Resultados da perfilometria ótica para o material 16 desenvolvido na pesquisa anterior após a obtenção por injeção (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



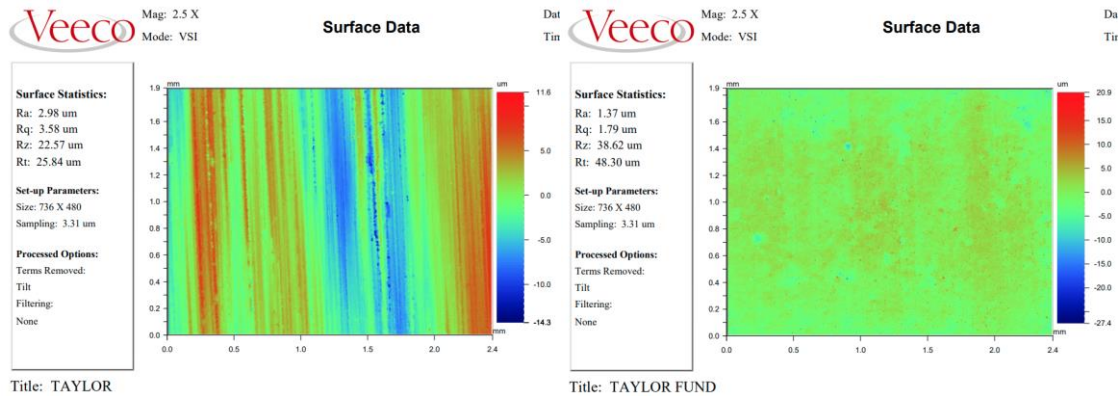
Fonte: Elaborado pelo Autor

Em comparação aos materiais da pesquisa anterior, que os materiais comerciais: Taylor, Ezeform, Klarity e Orfit (Figuras 27 a 31) apresentaram alterações numéricas menos discrepantes quando comparados o estado de fornecimento e a condição de uso (após um ciclo de fusão e resfriamento).

Os materiais comerciais: Taylor e Ezeform (Figuras 27 e 29) apresentaram, no estado de fornecimento, estrias direcionais (provocadas pela usinagem do molde ou algum tipo de tratamento superficial), o que aumenta a sua rugosidade superficial (tornando-as menos lisas), sendo que estas estrias direcionais acabam se ofuscando ou desaparecendo após um ciclo de fusão/resfriamento (na condição de uso). No caso específico do material Taylor, há uma diminuição da rugosidade superficial média (Ra).

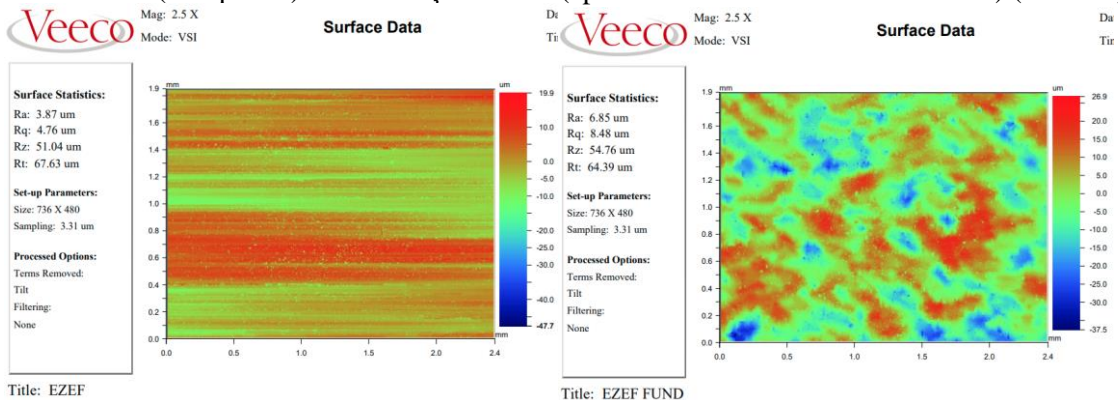
Já os materiais comerciais: Klarity e Orfit (Figuras 30 e 31), no estado de fornecimento, apresentam superfícies com baixa rugosidade superficial, lisas (sem linhas direcionais). O material Klarity apresenta um aumento de rugosidade mais acentuado que o Orfit (sendo que este último permanece quase inalterado).

Figura 29 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Taylor na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



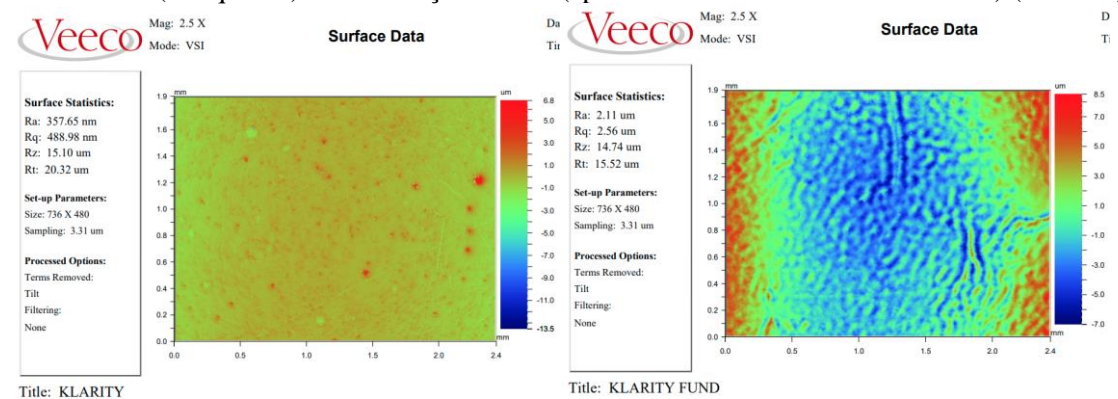
Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 30 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Ezeform na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



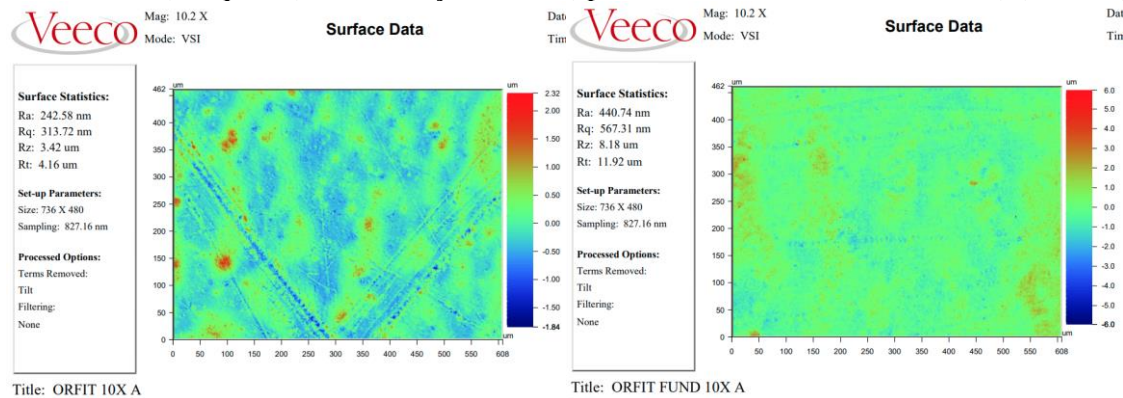
Fonte: Elaborado pelo Autor

Figura 31 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Klarity na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



Fonte: Elaborado pelo Autor

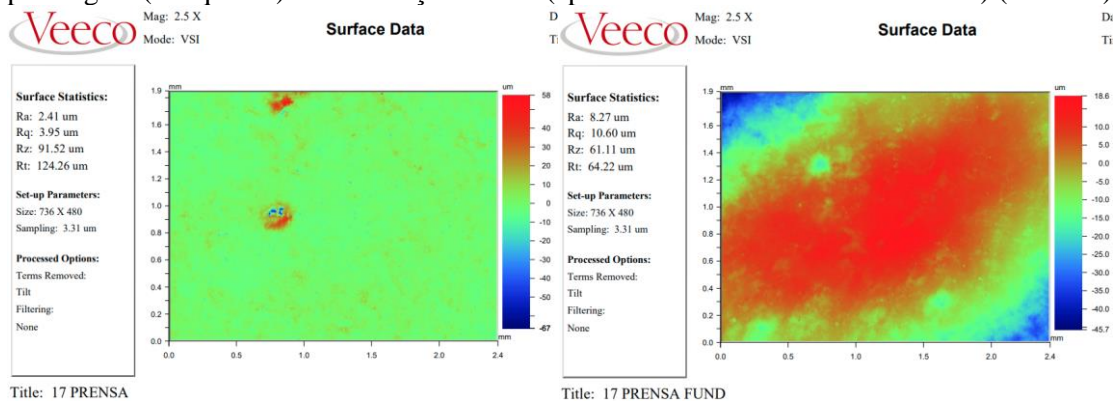
Figura 32 - Resultados da perfilometria ótica para o material comercial Orfit na condição de fornecimento (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



Fonte: Elaborado pelo Autor

O resultado da perfilometria ótica do material desenvolvido (cujo estudo de processamento foi realizado e aplicado nesta pesquisa, visando melhorar as características de rugosidade superficial) é apresentado na Figura 33, onde a rugosidade superficial média, na condição de uso, ficou mais próxima do material comercial Ezeform.

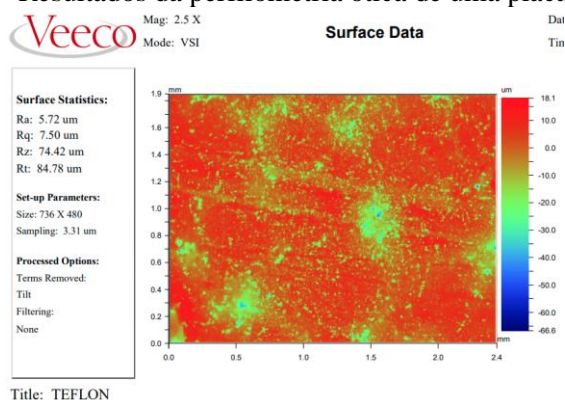
Figura 33 - Resultados da perfilometria ótica para o material obtido nesta pesquisa após a obtenção por prensagem (à esquerda) e na condição de uso (após um ciclo de fusão/resfriamento) (à direita)



Fonte: Elaborado pelo Autor

Com a finalidade de apresentar um referencial para outros estudos (principalmente ligados à coeficiente de atrito), foi caracterizada a rugosidade superficial de uma amostra de Politetrafluoretileno (teflon), de acordo com a Figura 34.

Figura 34 - Resultados da perfilometria ótica de uma placa de Teflon



Fonte: Elaborado pelo Autor

A Tabela 7, compila todos os resultados de rugosidade superficial encontrados e descritos.

Tabela 7 – Rugosidade Superficial (parâmetro Ra), determinada por perfilometria ótica

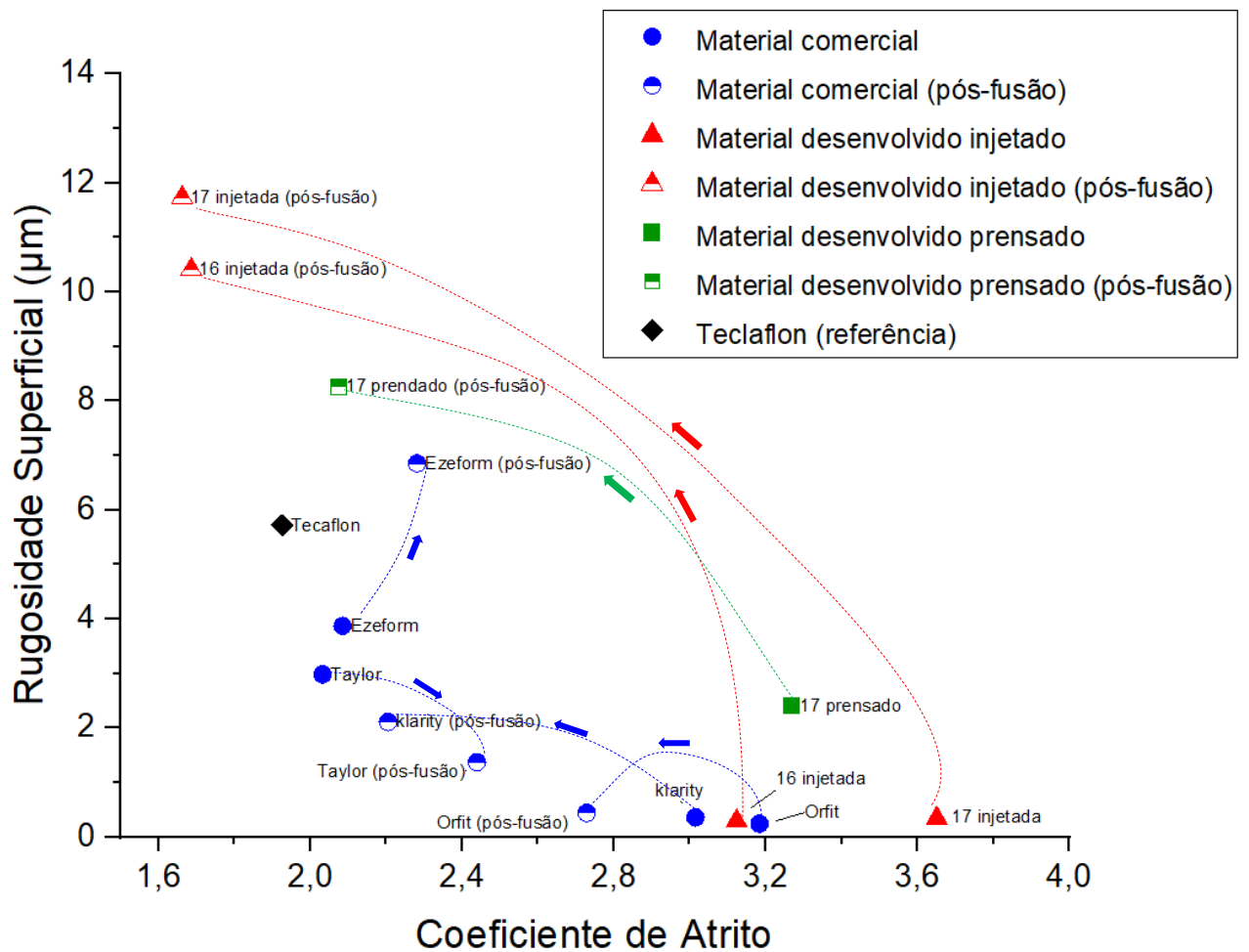
Origem	Material	Rugosidade Superficial (Ra) [µm]
Estudo Anterior	16 injetada	0,29
	16 injetada (pós fusão)	10,41
	17 injetada	0,35
	17 injetada (pós fusão)	11,73
Processamento desenvolvido neste trabalho	17 prensado (estudo)	2,41
	17 prendado (estudo) (pós fusão)	8,27
Materiais comercialmente disponíveis (importados)	Ezeform	3,87
	Ezeform (pós fusão)	6,85
	Klarity	0,36
	Klarity (pós fusão)	2,11
	Orfit	0,24
	Orfit (pós fusão)	0,44
	Taylor	2,98
Taylor (pós fusão)	1,37	
Padrão Comparativo	Tecaflon	5,72

Fonte: Elaborado pelo Autor

5.1.3. AVALIAÇÃO DA DISPERSÃO UTILIZANDO O COEFICIENTE DE ATRITO E A RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Com o objetivo de avaliar comparativamente as alterações nas condições de fornecimento com as condições de uso, dos termoplásticos para órteses disponíveis no mercado (comerciais), bem como o material desenvolvido em pesquisa anterior, acrescido das modificações de processamento sugeridas neste trabalho, foi elaborado um gráfico de dispersão utilizando-se o coeficiente de atrito obtido e a rugosidade superficial Ra (Figura 35), apenas com os principais materiais.

Figura 35 – Dispersão dos resultados de rugosidade superficial (Ra) e coeficiente de atrito para os materiais comerciais (em azul), o material desenvolvido na pesquisa anterior por injeção (em vermelho) e o material cujo processamento por compressão foi desenvolvido nesta pesquisa (em verde), no estado de fornecimento (símbolo totalmente preenchido) e após um ciclo de fusão/resfriamento (na condição de uso) (símbolo meio preenchido). As linhas e setas auxiliam entender a mudança da condição de fornecimento para a condição de uso.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Percebe-se que os materiais desenvolvidos em pesquisa anterior (em vermelho) sofrem uma enorme mudança, tanto em rugosidade superficial, quanto em atrito. Os materiais comerciais, disponíveis no mercado (em azul) sofrem pequenas variações. O processamento do material sugerido neste trabalho (em verde) diminuiu a disparidade das características aqui apresentadas.

6. CONCLUSÕES

Foi possível amenizar o problema da rugosidade apresentada por materiais termoplásticos de baixa temperatura, utilizados para a confecção de órteses, desenvolvidos em pesquisas anteriores.

Através do pré-processamento por fusão a vácuo foram obtidas placas com teor mais baixo de porosidade e capazes de serem moldadas por compressão em moldes simples.

Conclui-se, portanto, que a moldagem por compressão está indicada para o processamento dos materiais pesquisados, visando reduzir a rugosidade nas condições de uso final e, conseqüentemente, melhorar o conforto ao toque das órteses confeccionadas.

Fica evidente com a caracterização deste estudo, que os materiais atualmente comercializados apresentam (nas condições de uso) rugosidades menores que 7 μm e coeficiente de atrito em torno de 2 a 3,2.

É concluído que a texturização superficial é um fator funcional na busca por conforto à pele, durante a execução das atividades diárias, já que uma maior rugosidade superficial leva a uma diminuição do coeficiente de atrito, diminuindo o esticamento da pele ocasionado pelo atrito estático e reduz o atrito friccional, levando a uma provável redução de lesões da pele.

Um melhor controle do acabamento superficial das órteses pode levar a uma diminuição da porosidade, sendo que este fator, no caso de altas porosidades, pode dificultar a limpeza de materiais orgânicos (proveniente da pele/secreções) e levar ao desenvolvimento de mal odor.

Ao avaliar e analisar as características dos materiais consideradas essenciais para a confecção de órteses de qualidade, o trabalho contribuiu com a produção de conhecimento não apenas para a engenharia de materiais, mas também para a área da Reabilitação Física e de Tecnologia Assistiva. Conhecer as características dos termoplásticos de baixa temperatura utilizados para essa finalidade pode auxiliar os profissionais que os manipulam, na prática clínica, a selecionar o material mais adequado para cada caso e a otimizar as propriedades do material para a obtenção de aparelhos anatômicas e mais eficazes em seus objetivos.

Nesse contexto e considerando-se a atualidade acerca dos avanços tecnológicos e sua importância para o setor saúde e para a sociedade, justifica-se a realização de pesquisas

envolvendo o desenvolvimento de novos materiais para a confecção de órteses, especialmente no Brasil, e/ou que busquem melhorias nos materiais existentes, sejam eles comerciais ou não, a fim de expandir as opções de materiais viáveis para essa aplicação, melhorar o acesso e reduzir o custo deste recurso terapêutico para a população. Além disso, é importante que sejam feitos estudos para a valorização e aprimoramento de tecnologias brasileiras, visando a inovação e o avanço científico, especialmente quando se buscam soluções para problemas e necessidades reais, com aplicações socialmente relevantes.

7. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se, em trabalhos futuros, o estudo de:

- Moldagem por compressão utilizando molde de cavidade (possibilitando o processamento dos grânulos diretamente, não sendo necessário um pré-processamento)
- Processamento em calandra tanto para realizar teste de mistura da formulação e também um possível uso da calandra para a obtenção de chapas. Além disso, podem ser estudados aditivos de processamento, visando diminuir a adesão do material com os cilindros.
- Validar o sistema de ensaio proposto e testado para a medição do coeficiente de atrito com a pele humana.
- Avaliar a variação do coeficiente de atrito com a presença de líquidos (suor).
- Avaliar como a rugosidade superficial e a porosidade, podem influenciar a limpeza, podendo levar ao desenvolvimento de mal odor.
- Estudo dos padrões de custo e viabilidade financeira da produção de placas termoplásticas de baixa temperatura para uso em órteses.



REFERÊNCIAS

AGNELLI, J. A. M. **Introdução aos Materiais Poliméricos - Apostila do Curso do NRPP**. São Carlos: DEMa-UFSCar, 2010.

AGNELLI, J. A. M. Glossário de Termos Aplicados a Polímeros. *Em*: RODOLFO JR, A.; TSUKAMOTO, C. T. **Tecnologia do PVC - 3ª Edição**. SAO PAULO: Instituto Brasileiro do PVC, 2018. p. 496–509.

AGNELLI, L. B.; TOYODA, Cristina Y. Estudo de materiais para confecção de órteses e sua utilização pratica por Terapeutas Ocupacionais no brasil. **Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar**, v. 11, n. 2, p. 83–94, 23 mar. 2003. Disponível em: <<https://www.cadernosdeterapiaocupacional.ufscar.br/index.php/cadernos/article/view/194>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

ALMEIDA, G. S. G.; SOUZA, W. B. **Engenharia Dos Polímeros: tipos de aditivos, propriedades e aplicações**. São Paulo: ERICA, 2015. 192 p.

ALMEIDA, P. H.; PONTES, T. B.; ROSSI, J. R. L.; DOS SANTOS-COUTO-PAZ, C. C.; MACDERMID, J. C.; MATHEUS, J. P. C. Órteses para o paciente com osteoartrite do polegar: o que os terapeutas ocupacionais no Brasil indicam? **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 27, n. 3, p. 289, 30 dez. 2016. Disponível em: <<https://www.revistas.usp.br/rto/article/download/107512/122729/0>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

ASHBY, M. F. **Materials Selection in Mechanical Design**. [s.l.] Elsevier Science, 2016.

ASSUMPÇÃO, T. S. Órteses: princípios básicos. *Em*: FREITAS, P. P. **Reabilitação da Mão**. 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2006. p. 539–553.

BASTIOLI, C. **Handbook of Biodegradable Polymers**. [s.l.] De Gruyter, 2020.

BELGACEM, M. N.; GANDINI, A. **Monomers, Polymers and Composites from Renewable Resources**. [s.l.] Elsevier Science, 2011.

BERSCH, R. **Introdução à Tecnologia Assistiva**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <https://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf>. Acesso em: 15 abr. 2023.

BOSTAN, L. E.; TAYLOR, Z. A.; CARRÉ, M. J.; MACNEIL, S.; FRANKLIN, S. E.; LEWIS, R. A comparison of friction behaviour for ex vivo human, tissue engineered and synthetic skin. **Tribology International**, v. 103, p. 487–495, 1 nov. 2016. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0301679X16302407>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

BRASIL, M. da S. S. de G. do T. da E. na S. B. Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas. 2013. Disponível em: <https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/confecao_manutencao_orteses_proteses.pdf>. Acesso em: 15 abr. 2023.

BREGER-LEE, D. E.; BUFORD, W. L. Properties of Thermoplastic Splinting Materials. **Journal of Hand Therapy**, v. 5, n. 4, p. 202–211, 1 out. 1992. Disponível em: <[https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(12\)80274-2/pdf](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(12)80274-2/pdf)>. Acesso em: 15 abr. 2023.

BRETAS, R. E. S.; D'ÁVILA, M. A. **Reologia De Polimeros Fundidos**. 2. ed. São Carlos: Edufscar, 2005.

CALLINAN, N. Confecção de Órteses para Mão. *Em*: RADOMSKI, M. V.; TROMBLY, C. A. **Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas**. 6. ed. São Paulo: Editora Santos, 2013.

CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Callister's Materials Science and Engineering**. [s.l.] Wiley, 2020.

CANEVAROLO, S. V. **Polymer Science: A Textbook for Engineers and Technologists**. [s.l.] Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG, 2019. 361 p.

CASARIN, S. A. **Desenvolvimento de Blendas de Polímeros Biodegradáveis para uso em Dispositivos de Osteossíntese**. 2010. Universidade Federal de São Carlos, 2010. Disponível em: <<https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/831>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

CETRO MÁQUINAS. **Seladora a Vácuo com Reservatório - 220V**. Disponível em: <<https://www.cetro.com.br/seladora-a-vacuocom-reservatorio-220v/p>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

COOMBES, A. G. A.; RIZZI, S. C.; WILLIAMSON, M.; BARRALET, J. E.; DOWNES, S.; WALLACE, W. A. Precipitation casting of polycaprolactone for applications in tissue engineering and drug delivery. **Biomaterials**, v. 25, n. 2, p. 315–325, 1 jan. 2004. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0142961203005350>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

CORDOVA, B. A. B. **Otimização do processo de moldagem por injeção do abs via métodos estatísticos**. 2018. UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA, Ponta Grossa, 2018. Disponível em: <<https://tede2.uepg.br/jspui/bitstream/prefix/2564/1/Bruno%20Alexandro%20Melo%20Cordova.pdf>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

DANCKWARDT, F. **Elaboração De Fichas Técnicas De Materiais Visando O Design De Órteses De Membros Superiores E Inferiores**. 2016. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2016. Disponível em:

<<https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/142760/000994556.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

DERLER, S.; GERHARDT, L.-C. Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin. **Tribology Letters**, v. 45, n. 1, p. 1–27, 2012. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s11249-011-9854-y>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

EUROPEAN BIOPLASTICS. **Global production capacities of bioplastics 2017-2022**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <www.european-bioplastics.org>. Acesso em: 15 abr. 2023a.

EUROPEAN BIOPLASTICS. **Bioplastics – European Bioplastics e.V**. Disponível em: <<https://www.european-bioplastics.org/bioplastics/>>. Acesso em: 15 abr. 2023b.

FERRIGNO, I. S. V. O Uso de órteses em terapia da mão. *Em*: FERRIGNO, I. S. V. **Terapia da mão: fundamentos para a prática clínica**. São Paulo: Santos, 2007.

FESS, E. E. A history of splinting: To understand the present, view the past. **Journal of Hand Therapy**, v. 15, n. 2, p. 97–132, 1 abr. 2002. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0894113002500260>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

FESS, E. E. Orthoses for mobilization of joints: Principles and methods. *Em*: SKIRVEN, T.; OSTERMAN, A. L.; FEDORCZYK, J.; AMADIO, P. 6. ed. [s.l.] Elsevier, 2011. p. 1588–1598.

FRANÇA, D. C.; BEZERRA, E. B.; MORAIS, D. D. de S.; ARAÚJO, E. M.; WELLEN, R. M. R.; FRANÇA, D. C.; BEZERRA, E. B.; MORAIS, D. D. de S.; ARAÚJO, E. M.; WELLEN, R. M. R.; FRANCA, D.; BEZERRA, E. B.; ARAUJO, E. Hydrolytic and Thermal Degradation of PCL and PCL/Bentonite Compounds. **Materials Research**, v. 19, n. 3, p. 618–627, 8 abr. 2016. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-14392016000300618&lng=en&tlng=en>. Acesso em: 15 abr. 2023.

GRADIM, L. C. C.; PAIVA, G. Modelos de órteses para membros superiores: uma revisão da literatura. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, v. 26, n. 2, p. 479–488, 2018. Disponível em: <<http://www.cadernosdeterapiaocupacional.ufscar.br/index.php/cadernos/article/view/1961>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

INGEVITY. **Capa® Thermoplastics**. Disponível em: <<https://www.ingevity.com/featured-products/capa-thermoplastics/>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

KALIA, S.; AVÉROUS, L. **Biopolymers: Biomedical and Environmental Applications**. [s.l.] Wiley, 2011.

MAITZ, M. F. Applications of synthetic polymers in clinical medicine. **Biosurface and Biotribology**, v. 1, n. 3, p. 161–176, 1 set. 2015. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405451815000434>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

MALICK, M. H. **Manual on Dynamic Hand Splinting with Thermoplastic Materials: Low Temperature Materials and Techniques**. 2. ed. [s.l.] Harmorville Rehabilitation Center, 1978. 206 p.

MANO, E. B. **Polímeros como materiais de engenharia**. [s.l.] Blucher, 1991.

MANO, E. B. **Introdução a polímeros**. [s.l.] Edgar Blücher, 1999.

MARCOLINO, A. M.; FONSECA, M. de C. R.; BARBOSA, R. I.; ELUI, V. M. C. **Órteses E Próteses - Indicação e Tratamento**. 1. ed. Rio de Janeiro: Águia Dourada, 2015. 320 p.

MARTINEZ, L. B. A. **Desenvolvimento no Brasil de termoplásticos de baixa temperatura para órteses**. 2018. Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

MARTINEZ, R. A.; AGNELLI MARTINEZ, L. B.; AGNELLI, J. A. M.; ELUI, V. M. C. A standardized assessment of moldability parameters of thermoplastic materials used in orthotic manufacturing. **PLOS ONE**, v. 17, n. 8, p. e0267777, 24 ago. 2022. Disponível em: <<https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0267777>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

MCKEE, P.; RIVARD, A. Foundations of orthotic intervention. *Em*: SKIRVEN, T. M.; OSTERMAN, A. L.; FEDORCZYK, J.; AMADIO, P. C. **Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity**. 6th. ed. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2011.

MENG, Q.; HU, J.; ZHU, Y. Properties of shape memory polyurethane used as a low-temperature thermoplastic biomedical orthotic material: Influence of hard segment content. **Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition**, v. 19, n. 11, p. 1437–1454, 2008.

North Coast Medical. Disponível em: <<https://www.ncmedical.com/>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

NUNES, E. de C. D.; LOPES, F. R. S. **Polímeros: Conceitos, estrutura molecular, classificação e propriedades**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2014. 120 p.

ORFIT. **Orfit Industries**. Disponível em: <<https://www.orfit.com/>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

PADILHA, A. F. **Materiais de engenharia**. São Paulo: Editora Hemus, 2000. v. 1

PAULESKI, D. T. **Características de compósitos manufacturados com polietileno de alta densidade (PEAD) e diferentes proporções de casca de arroz e partículas de madeira**. 2005. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2005. Disponível em: <<https://repositorio.ufsm.br/handle/1/8619>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

Performance Health. Disponível em: <<https://www.performancehealth.com/>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

PUGH, S. **Total Design: Integrated Methods for Successful Product Engineering**. [s.l.] Addison-Wesley Publishing Company, 1991. 278 p.

PUGH, S.; CLAUSING, D.; ANDRADE, R. **Creating Innovative Products Using Total Design: The Living Legacy of Stuart Pugh**. [s.l.] Addison-Wesley Publishing Company, 1996. 544 p.

RAMAKRISHNA, S.; MAYER, J.; WINTERMANTEL, E.; LEONG, K. W. Biomedical applications of polymer-composite materials: A review. **Composites Science and Technology**, v. 61, n. 9, p. 1189–1224, 1 jul. 2001. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0266353800002414>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

RODRIGUES, A. M. V. N.; SOUZA, A. C. de A. e; GALVÃO, C. R. C. Órtese e Prótese. *Em: SOUZA, A. C. DE A. E; GALVÃO, C. R. C. **Terapia ocupacional: fundamentação & prática***. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 433–450.

ROSSI, J. D. M. B. A.; CAFALLI, F. A. S.; LEIVAS, T. P.; LASTNAMELASTNAMEDE MENEZES Fº, L. A.; QUINTELA, A. A.; SCHMITZ, C. A. Estudo mecânico comparativo entre aparelhos gessados clássicos e de material sintético. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 22, n.10, p. 297–300, nov. 1987. Disponível em: <<https://sbot.org.br/revistas-historicas/wp-content/uploads/2017/10/67.-Revista-Brasileira-de-Ortopedia-Vol-22-N%C2%BA-10-Novembro-Dezembro-1987.pdf>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

RUDIN, A.; CHOI, P. **Ciência e engenharia de polímeros**. [s.l.] Elsevier Brasil, 2016.

SHACKELFORD, J. F. **Introduction to Materials Science for Engineers**. 7. ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2009.

SILVA, L. G. da. **Órteses em PVC para membro superior: utilização por terapeutas ocupacionais brasileiros, propriedades físico-mecânicas e de toxicidade e desempenhos funcional e mioelétrico**. 2014. Universidade Federal de São Carlos, 2014. Disponível em: <<https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/6876>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

SILVA, S.; MEDEIROS, E.; BONAN, P.; BATISTA, A. U. D. Capítulo 6 - Métodos de avaliação da dureza e rugosidade superficial de biomateriais odontológicos. *Em: [s.l.: s.n.]p. 123–162*.

SINHA, V. R.; BANSAL, K.; KAUSHIK, R.; KUMRIA, R.; TREHAN, A. Poly-ε-caprolactone microspheres and nanospheres: An overview. **International Journal of Pharmaceutics**, 2004.

SIVAMANI, R. K.; GOODMAN, J.; GITIS, N. V.; MAIBACH, H. I. Friction coefficient of skin in real-time. **Skin Research and Technology**, v. 9, n. 3, p. 235–239, ago. 2003. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1034/j.1600-0846.2003.20361.x>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

SMITH, R. O.; SCHERER, M. J.; COOPER, R.; BELL, D.; HOBBS, D. A.; PETTERSSON, C.; SEYMOUR, N.; BORG, J.; JOHNSON, M. J.; LANE, J. P.; SUJATHA, S.; RAO, P.; OBIEDAT, Q. M.; MACLACHLAN, M.; BAUER, S. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology Assistive technology products: a position paper from the first global research,

innovation, and education on assistive technology (GREAT) summit. 2018. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17483107.2018.1473895>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

SOUZA, W. B. de; ALMEIDA, G. S. G. de. **Processamento De Polímeros Por Extrusão E Injeção: CONCEITOS, EQUIPAMENTOS E APLICAÇÕES**. [s.l.] ERICA, 2015.

SPERLING, L. H. H. **Introduction to Physical Polymer Science**. 4. ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. 845 p.

SQUIRES, L. A.; WILLIAMS, N.; MORRISON, V. L. Matching and accepting assistive technology in multiple sclerosis: A focus group study with people with multiple sclerosis, carers and occupational therapists. <https://doi.org/10.1177/1359105316677293>, v. 24, n. 4, p. 480–494, 15 nov. 2016. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1359105316677293>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

TANG, W.; GE, S. rong; ZHU, H.; CAO, X. chuan; LI, N. The Influence of Normal Load and Sliding Speed on Frictional Properties of Skin. **Journal of Bionic Engineering** 2008 5:1, v. 5, n. 1, p. 33–38, 1 mar. 2008. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1672652908600049>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

TRAJANO, V. C. da C. **Avaliação da atividade osteogênica da avaliação da atividade osteogênica da doxiciclina em uma matriz de compósito biodegradável de poli (ε-caprolactona), poli (ácido lático-co-glicólico) e biocerâmica in vitro**. 2012. Universidade Federal de Minas Gerais, 2012. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/1843/ZMRO-8XKJ2X>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

VAN DER HEIDE, E.; ZENG, X.; MASEN, M. A. Skin tribology: Science friction? **Friction** 2013 1:2, v. 1, n. 2, p. 130–142, 13 jun. 2013. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s40544-013-0015-1>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

VAN PETTEN, A. M. V. N.; ÁVILA, A. F.; LIMA, C. G. da S. e. Effect of wrist orthosis on hand function. **Caderno de Terapia Ocupacional**, v. 22, n. 1, p. 79–87, 2014.

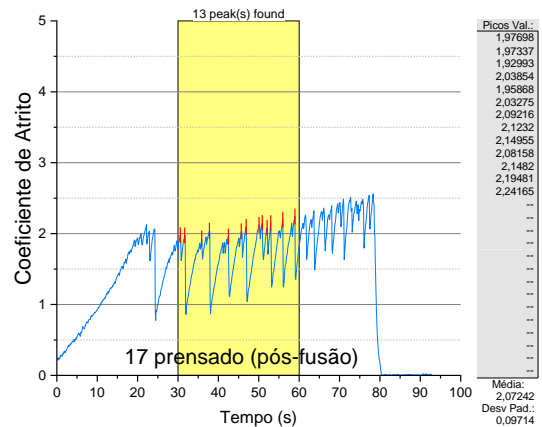
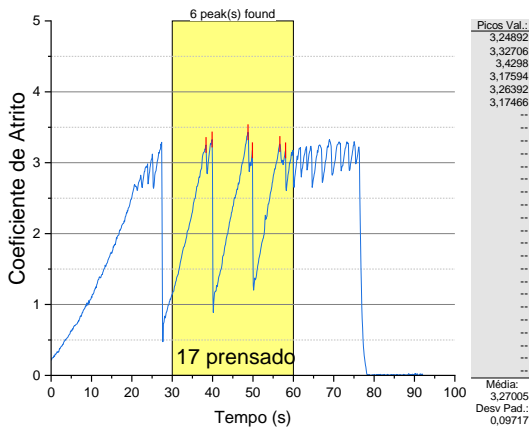
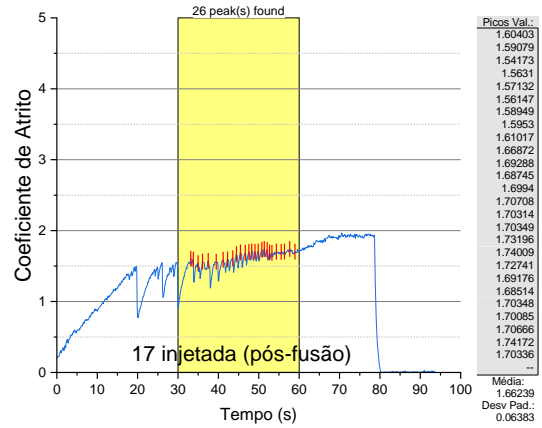
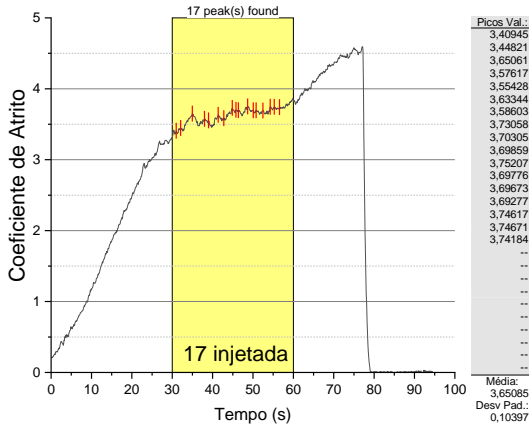
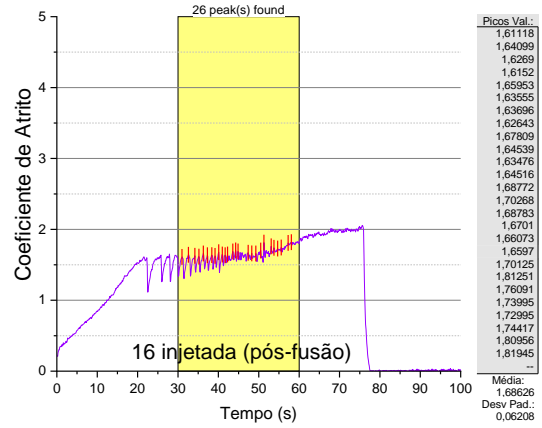
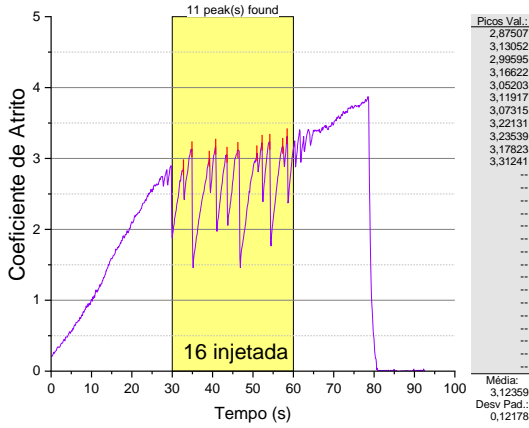
VEECO. **Wyko NT1100 Optical Profiling System**. Disponível em: <<https://anff-q.org.au/wp-content/uploads/2016/07/3D-optical-profiler-Veeco-Wyko-NT1100.pdf>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

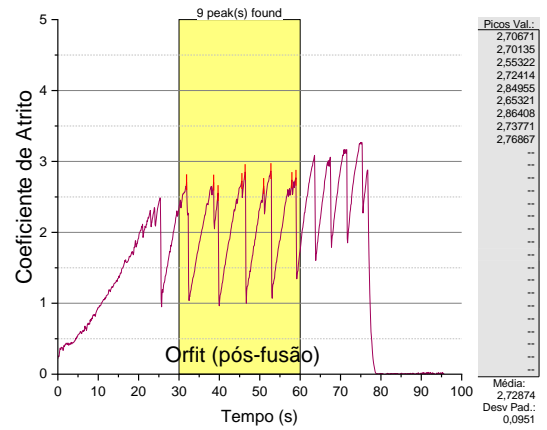
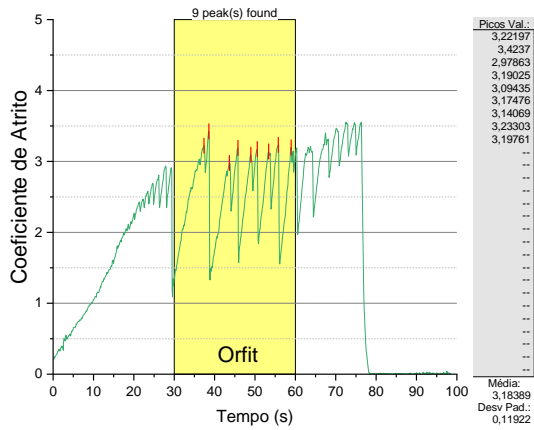
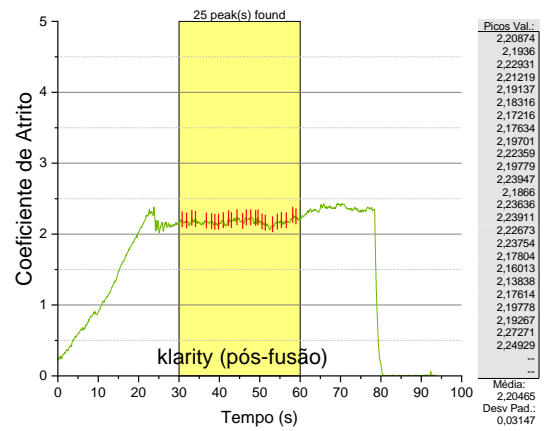
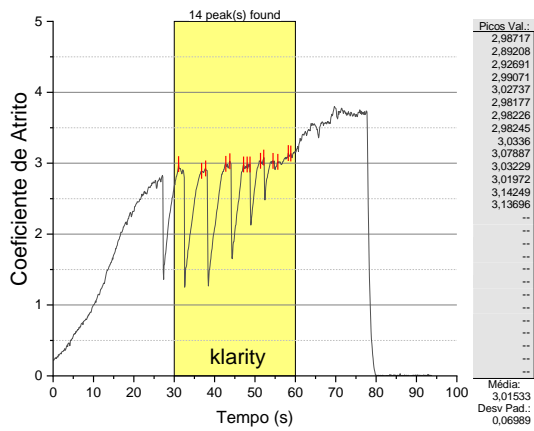
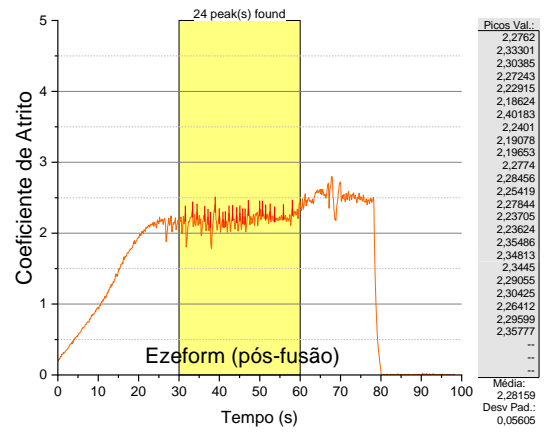
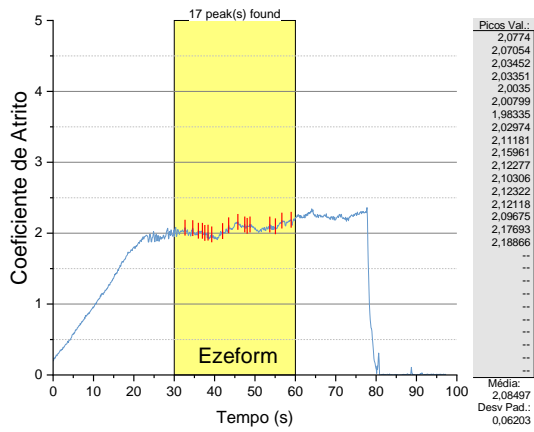
WACH, A. M. Mechanical characterization of carbon fiber and thermoplastic ankle foot orthoses. **ProQuest Dissertations and Theses**, 2015.

YODA, R. Elastomers for biomedical applications. **Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition**, v. 9, n. 6, p. 561–626, 1 jan. 1998. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/156856298X00046>>. Acesso em: 15 abr. 2023.

ZWEIFEL, H.; AMOS, S. E.; MAIER, R. D.; SCHILLER, M. **Plastics Additives Handbook**.
[s.l.] Hanser, 2009. 1222 p.

APÊNDICE A – resultados dos ensaios de coeficiente de atrito.





APÊNDICE B – configurações utilizadas no software origin 2022 para realizar o quick peaks

