

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
MATERIAIS PARA ENGENHARIA

FILIPE BUENO VILELA

DESENVOLVIMENTO DE MALHA POLIMÉRICA IMPRESSA COM
DISPOSITIVO DE ELETROESTIMULAÇÃO NÃO INVASIVO ACOPLADO PARA
TRATAMENTO DE FRATURAS ÓSSEAS

Itajubá

2021

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
MATERIAIS PARA ENGENHARIA**

FILIPE BUENO VILELA

**DESENVOLVIMENTO DE MALHA POLIMÉRICA IMPRESSA COM
DISPOSITIVO DE ELETROESTIMULAÇÃO NÃO INVASIVO ACOPLADO PARA
TRATAMENTO DE FRATURAS ÓSSEAS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Materiais para Engenharia como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Ciências em Materiais para Engenharia

Orientador: Profa. Dra. Daniela Sachs

Co-orientadora: Profa. Dra. Patricia Capellato

Itajubá

2021

AGRADECIMENTOS

Meu primeiro agradecimento vai para minha mãe amada e guerreira, meu pai de coração gigante, minha irmã de muitos talentos e meu pequenino sobrinho que é meu professor de todo dia. A eles, agradeço por dividirem comigo as trilhas dessa dissertação que por vezes foram de paisagens serenas e, outra vezes, um pouco mais tempestuosas ainda que igualmente admiráveis.

Agradeço às minhas orientadoras por terem me permitido viver esse presente que foi desenvolver o trabalho de Mestrado. À professora dra. Dani Sachs por abrir as portas para tanto conhecimento e tantas experiências que pude absorver nesse período. À professora dra. Patricia Capellato por ter sido uma referência absoluta para mim, presenteando-me todo dia com sua dedicação, conselhos e sabedoria.

Agradeço aos meus amigos que trilharam junto comigo essa jornada. Obrigado Larissa Ribeiro, Lucas Vasconcelos e Andressa Alves por serem tão geniais e presentes. Vocês foram grandes professores(as). Aos amigos(as) de toda uma vida obrigado por terem acompanhado cada metro galgado nesses anos e serem grandes incentivadores, em especial à Carina Oliveira, Fernanda Magalhães e Júlia Volpato que estiveram muito próximas de todos os momentos desse trabalho. Agradeço também à amiga e professora Elisa Rennó por ter entrado em campo junto comigo em vários momentos decisivos para o desenvolvimento do trabalho.

Agradeço ao Instituto Nacional de Telecomunicação (Inatel), na figura do professor msc. Fabiano Valias, por todo o suporte dado desde o primeiro artigo lido até o primeiro protótipo confeccionado. O laboratório *eHealth Innovation Center* do Inatel foi um lar para muitas ideias apresentadas nas páginas a seguir.

RESUMO

A ocorrência de fraturas ósseas tem progredido globalmente com o aumento proporcional da expectativa de vida das pessoas. O avanço nas técnicas de imobilização e regeneração óssea utilizadas na prática médica, contudo, progrediram mais lentamente. O uso de gesso ortopédico e fibra de vidro ainda são materiais amplamente empregados, apesar de implicarem complicações clínicas. A manufatura aditiva de órteses 3D surge como uma inovação possível, mas que ainda possui restrições para sua disseminação, principalmente relacionadas à dificuldade de imobilização e modelagem sobre a fratura. Ademais, o uso de eletroestimuladores para acelerar o efeito osteogênico na região da fratura compreende uma prática importante para reduzir o tempo de tratamento. Contudo, esses dispositivos disponibilizados comercialmente possuem propriedades e dimensões que dificultam o uso concomitante com os imobilizadores ortopédicos e a adesão ao cotidiano do paciente. Assim exposto, foi desenvolvida nesse trabalho uma órtese impressa por biopolímeros termoplástico e com região de acoplamento de um eletroestimulador por campo magnético combinado (CMC). O objetivo foi a criação de um sistema que possuía características vantajosas frente àquelas observadas em tecnologias utilizadas atualmente para imobilização ortopédica e regeneração de fraturas ósseas.

Dessa forma, a órtese impressa foi projetada de modo a se obter duas malhas, uma de imobilização e outra de fixação. O eletroestimulador desenvolvido foi composto de circuito eletroeletrônico e aplicativo móvel. Além da caracterização físico-química, o conceito do projeto, incluindo órtese e eletroestimulador, foi avaliado por profissionais da saúde especializados em ortopedia a partir da aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas (CEP).

Os resultados obtidos por meio dessas técnicas indicaram que o uso poliuretano termoplástico (TPU) é propício para a composição da malha de fixação. A malha de imobilização, por sua vez, é composta pelo poliláctico (PLA), pois esse possui melhor resistência mecânica típica. Ademais, todos os materiais não apresentaram alterações significativas a partir da exposição a reagentes químicos em análise de MEV. O ABS se mostrou como o único biopolímero na análise de molhabilidade com superfície hidrofóbica. Com relação à regeneração óssea, o eletroestimulador de CMC foi capaz de aplicar a frequência de 76,6 Hz, identificada na literatura científica como propícia para o efeito osteogênico. Assim como suas intensidades de campo alternado e contínuo foram aplicadas nos valores de 40 μ T e 20 μ T, respectivamente. Não foram observados impactos na intensidade do campo passante

pelo tecido biológico, indicando permeabilidade magnética relativa próxima de 1. O aquecimento do transdutor do eletroestimulador chegou a 63,5 °C, apontando que o ABS, dos polímeros estudados, foi o mais indicado para a manufatura do suporte da bobina de transdução. O aplicativo foi concluído, funcionando de forma integrada a um banco de dados remoto. O eletroestimulador pôde ser integrado à órtese impressa. O conceito do projeto foi avaliado por 7 especialistas em ortopedia, onde a 88,89% das características propostas para a órtese e eletroestimulador foram consideradas relevantes, indicando seu potencial inovador.

Com base nos resultados apresentados, concluiu-se que o projeto da órtese impressa (PLA/TPU) com o eletroestimulador CMC acoplado possui características vantajosas frente àquelas observadas em sistemas de imobilização e regeneração óssea atualmente utilizados.

PALAVRAS CHAVES: Fraturas Ósseas, Órtese 3D, Manufatura Aditiva, Biopolímeros PLA/TPU/ABS/PETG, Eletroestimulação CMC, Aceleração da Regeneração Óssea.

ABSTRACT

The occurrence of bone fractures has progressed globally proportionally to the increase in life expectancy of people. Advances in bone immobilization and regeneration techniques used in medical practice, however, progressed more slowly. The use of orthopedic plaster and fiberglass are still widely used materials, although they imply clinical complications. The additive manufacturing of 3D orthoses appears as a potential innovation, but it still has restrictions for its dissemination, mainly related to the difficulty of immobilization and modeling on the fracture. Furthermore, the use of electrostimulators to accelerate the osteogenic effect in the fracture region is an important practice to reduce treatment time. However, the majority of these devices has properties and dimensions that make it difficult to be used concomitantly with orthopedic immobilizers and for adherence within the daily life of patients. Thus, it was proposed in this work the development of an orthosis printed using thermoplastic biopolymers coupled with an electrostimulator of combined magnetic field (CMC). The objective was to create a system that has advantageous characteristics compared to those observed in technologies currently used for orthopedic immobilization and bone fracture regeneration.

Thus, the printed orthosis was composed of two meshes, immobilization and fixation. The developed electrostimulator consisted of an electronic circuit and a mobile application. The project concept, including orthosis and electrical stimulator, were evaluated by health professionals specialized in orthopedics after the approval by the Research Ethics Committee (REC).

The results obtained through these techniques indicated that the use of thermoplastic polyurethane (TPU) is indicated for the orthosis fixation. The immobilization mesh, in turn, must be composed of polylactic acid (PLA), as this has better typical mechanical resistance and lower T_g when compared to polyethylene glycol terephthalate (PETG) and acrylonitrile butadiene styrene (ABS). Furthermore, no materials showed significant changes when exposed to chemical reagents in SEM analysis. ABS proved to be the only biopolymer in the wettability analysis with a hydrophobic surface. The CMC electrostimulator was able to apply the frequency of 76.6 Hz, identified in the scientific literature as favorable for the osteogenic effect. As well as their alternating and continuous fields strengths at values of 40 μ T and 20 μ T, respectively. There were no impacts on the field intensity by the biological tissue, indicating a relative magnetic permeability close to 1. The heating of the electrostimulator transducer

reached 63.5°C, indicating that ABS was the most suitable for the manufacture of the transduction coil support from the studied polymers. The mobile application was completed, working seamlessly with a remote database. The electrostimulator could be integrated into the printed orthosis. The project concept was evaluated by 7 specialists in orthopedics, where 88.89% of the proposed characteristics for the orthosis and electrostimulator were considered relevant, indicating its innovative potential.

Based on the results presented, it can be concluded that the design of the printed orthosis (PLA/TPU) with the coupled CMC electrostimulator has advantageous characteristics compared to those observed in currently used immobilization and bone regeneration systems.

KEYWORDS: Bone Fractures, 3D Orthosis, Additive Manufacturing, PLA/TPU/ABS/PETG Biopolymers, CMC Electrostimulation, Acceleration of Bone Regeneration.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fases pelas quais o osso passa da fratura até a regeneração com indicação média dos dias.....	23
Figura 2. Gesso ortopédico sobre a região articular do punho com setas indicando os pontos de fixação.	25
Figura 3. Modelagem da fibra de vidro sobre a região articular do punho.	26
Figura 4. Órtese impressa em impressora FFF de poliuretano para lesões no tornozelo.	27
Figura 5. Uso de impressora estereolotográfica para impressão de órtese de tornozelo em ABS, onde (a) é a órtese montada, (b) representa as partes separadas da órtese, (c) e (d) são ângulos lateral e anterior da órtese posicionada sobre um tornozelo humano.....	28
Figura 6. Modelos de órteses de punho impressa em 3D a partir de software de modelamento computacional.....	29
Figura 7. Modelos de órteses impressas distribuídas (a) comercialmente e (b) em plataforma de design digital.	30
Figura 8. Técnica de impressão 3D por SLA, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.	34
Figura 9. Técnica de impressão 3D por FFF, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.	35
Figura 10. Técnica de impressão 3D por SSL, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.	36
Figura 11. Técnica de impressão 3D por FFE, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.	37
Figura 12. Técnica de impressão 3D por IPLC, com ilustração do mecanismo de funcionamento.	37
Figura 13. Esquema de representação da propriedade de memória de forma de material estimulado por temperatura em ordem sequencial dos eventos, desde o aquecimento e deformação molecular provocada por estresse mecânico até a reconstituição da forma após aplicação de temperatura e repetição do ciclo.	49

Figura 14. Aplicação de ultrassom por meio de transdutor piezoelétrico para movimentação em nanoescala da região da fratura.	51
Figura 15. Esquematização das formas de eletroestimulação, onde (a) representa o modo invasivo ou semi-invasivo de aplicação de corrente direta, (b) o modo não invasivo de acoplamento indutivo com uma ou duas bobinas e (c) o modo não invasivo de acoplamento capacitivo.....	54
Figura 16. Conceito da configuração emissor comum para amplificadores de sinais por transistores.	59
Figura 17. Delineamento experimental relacionado à metodologia utilizada no trabalho.	60
Figura 18. Impressora 3D de FFF utilizada para impressão de amostras e partes do projeto proposto.	61
Figura 19. Modelo 3D das amostras para teste de memória de forma, onde em (a) há medidas para as dimensões externas, em (b) há medidas dimensões internas e em (c) há medidas da abertura medial.	62
Figura 20. Ilustração representando procedimento de deposição de gota sobre amostras com superfícies hidrofílicas e hidrofóbicas, com destaque para os ângulos de contato.....	64
Figura 21. Modelo 3D da malha de fixação, onde em (a) é a visão frontal do modelo na região da abertura medial e (b) possui as dimensões da malha.	67
Figura 22. Modelo 3D da malha de imobilização, onde em (a) há o destaque em amarelo para a saliência para colocação do eletroestimulador e (b) possui as dimensões da malha.	68
Figura 23. Simbologia do componente LM555 ao centro configurado como oscilador por meio do arranjo de resistores (R_A , R_B , R_L), capacitores (C e $0,01 \mu F$) e fonte de alimentação ($+V_{cc}$).	69
Figura 24. Modelo 3D do suporte do eletroestimulador, onde em (a) estão as vistas lateral e inferior do suporte, (b) possui as dimensões externas e (c) possui as dimensões do orifício interno.	71
Figura 25. DSC do PLA com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_c , T_m), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso. Fonte: Próprio autor.	76

Figura 26. DSC do ABS com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso. Fonte: Próprio autor.....	77
Figura 27. DSC do PETG com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso. Fonte: Próprio autor.....	78
Figura 28. DSC do TPU com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso.	80
Figura 29. DRX dos polímeros (a) PLA, (b) ABS, (c) PETG e (d) TPU. Nos difratogramas, as marcações amarelas representam os picos proeminentes abrangentes de domínios amorfos e as marcações roxas representam os picos de menor intensidade relativos à orientação preferencial de uma porção do material e/ou domínios de cristalinidade.	82
Figura 30. Resultado do processo de deformação mecânica das amostras poliméricas após banho em água aquecida às T_g , onde (a) são as amostras de ABS, PETG, PLA e TPU da esquerda para a direita, (b) é o ABS após deformação com destacamento de camada, (c) é o PETG após deformação com destacamento de camada, (d) é o PLA após deformação e (e) é o TPU após deformação sem destacamento relevante de camada.	84
Figura 31. Curvas de respostas dos materiais às variações de suas aberturas em função da mudança de temperatura e a relação de Δ_d dessas alterações para (a) PLA, (b) PETG, (c) TPU e (d) ABS.....	86
Figura 32. Amostras expostas aos agentes químicos, organizadas por polímero (das placas da esquerda para a direita, PETG, PLA, PETG, ABS) e agente (das colunas de poços da esquerda para a direita, álcool, suor, sabão e água).	90
Figura 33. MEV das amostras poliméricas para (a) ABS em amplificação de 120x, (b) TPU com destaque para a rugosidade entre as camadas, (c) PETG com destaque para a rugosidade entre as camadas, (d) PLA com destaque para fração de material excedente da manufatura. .	91
Figura 34. MEV do ABS com destaques para resquícios possivelmente originados durante a manufatura aditiva ou dos próprios agentes de exposição, onde (a) é o ABS em álcool e (b) é o ABS em sabão. Fonte: próprio autor.	92

Figura 35. Identificação de sulcos no MEV do TPU exposto ao álcool, (a) amplificação de 120x e (b) amplificação de 400x. Em (c) o TPU exposto à água com amplificação de 400x com destaque para um sulco como o observado no TPU exposto à água e em (d) o TPU de controle com a presença de uma estria de sulcos em amplificação de 120x.	92
Figura 36. Detalhes do projeto do suporte da bobina do eletroestimulador e da saliência de encaixe na malha, onde (a) tem destaque em amarelo para um orifício no suporte da bobina para encaixe em um (b) pino na malha de imobilização e, em (c), o suporte acoplado à malha.	97
Figura 37. Formato de orifícios para a malha de imobilização com destaques para os vértices, onde (a) é representa um orifício hexagonal convencional e (b) o orifício hexagonal com vértices arredondados utilizado no projeto.	98
Figura 38. Impressão da órtese composta de (a) malha interna de fixação e (b) malha externa de imobilização.	98
Figura 39. Modelagem das malhas impressas sobre o punho de uma pessoa para ilustração da forma de utilização, onde (a) representa apenas a colocação da malha de fixação e (b) o uso conjunto da malha de fixação com a malha de imobilização.	99
Figura 40. Sinal PWM gerado pelo (a) sistema microcontrolado, Arduino, e (b) sistema não microcontrolado, LM555.	101
Figura 41. Esquema elétrico do circuito de filtragem e amplificação.	102
Figura 42. Curvas de resposta do sinal senoidal obtido após filtragem do sinal quadrático, com resolução de (a) 500 mV/divisão e (b) 200 mV/divisão.	103
Figura 43. Sinal de resposta após amplificação, sendo essa a energia resultante aplicada sobre a bobina para conversão do campo elétrico em campo magnético.	104
Figura 44. Avaliação de intensidade de campo magnético sem obstrução entre bobina do eletroestimulador e ponta de prova do analisador de campo, com uso de paquímetro para mensuração da distância.	105
Figura 45. Avaliação de permeabilidade magnética do campo magnético por tecido biológico, com (a) bobina à esquerda, tecido biológico ao centro e ponteira do analisador de campo à direita. Em (b), o paquímetro usado para mensurar a distância da bobina ao analisador. Fonte: próprio autor.	106

Figura 46. Curva de resposta de campos magnéticos captados pelo EHP-50, com picos em 79,59 Hz e 60 Hz.	107
Figura 47. Curva de resposta de campos magnéticos captados pelo EHP-50, sem a energização da bobina do eletroestimulador, com pico proeminente em 60 Hz. Fonte: próprio autor.	108
Figura 48. Avaliação termográfica de aquecimento da bobina, onde o marcador central na figura representa a medida pontual com valor de 61,8 °C e máxima dentro do registro da imagem feita de 62,1 °C. A barra colorimétrica à direita representa as taxas de variação de temperatura por cor, com valor máximo medido ao longo de todo experimento de 63,5 °C.	109
Figura 49. Circuito eletrônico com (a) sistema gerador de sinal com Arduino acoplado e (b) circuito completo com módulo <i>bluetooth</i> e relé de controle da tensão de alimentação sem Arduino.	110
Figura 50. Interface do aplicativo móvel desenvolvido no Kodular com recursos de operação do usuário.	111
Figura 51. Registro do banco de dados feito no Firebase com valores de contagem de aplicações de eletroestimulação, denominada no banco como “contador” com valor de 2 aplicações, e frequência de campo magnético, denominada no banco como “frequencia” com valor padrão inicial de 76,6 Hz.	111
Figura 52. Acoplamento do eletroestimulador à órtese, onde (a) é o circuito de eletroestimulação em gabinete, (b) fio da bobina conectado ao circuito, (c) bobina transdutora do campo magnético e (d) órtese impressa.	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos biopolímeros termoplásticos compatíveis com impressoras 3D.	47
Tabela 2. Resumo das técnicas de estimulação (mecânicas e elétricas) com parâmetros principais de estímulo, tempos de aplicação usados durante o tratamento, características do princípio de funcionamento e riscos relativos à utilização.....	56
Tabela 3. Parâmetros de impressão 3D das amostras de PLA, TPU, ABS e PETG para testes de memória de forma.....	63
Tabela 4. Parâmetros de impressão 3D das malhas de fixação (PLA) e imobilização (TPU).	68
Tabela 5. Resultados obtidos para os polímeros PLA, ABS, PETG e TPU quanto à análise de DSC, onde os dados são apresentados como aqueles observados no experimento para amostras de filamento e impressos tridimensionalmente (3D).....	81
Tabela 6. Ângulos de contato obtidos para os polímeros termoplásticos PLA, TPU, ABS e PETG	88
Tabela 7. Relação de questionamentos sobre conceitos apresentados aos profissionais da saúde entrevistados e a média com desvio padrão das avaliações feitas, com notas podendo ser atribuídas de 0 a 3.....	94
Tabela 8. Registros dos valores de campo magnético para estimulação na bobina por sinal elétrico alternado e contínuo com as leituras das distâncias de captação do sinal.....	105

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Resumo das três técnicas de imobilização, incluindo informações sobre características principais, vantagens e desvantagens.....	31
Quadro 2. Resumo das informações sobre as técnicas de impressão 3D	38
Quadro 3. Características dos tipos de processamento de materiais usados em impressão 3D.	40
Quadro 4. Roteiro de testes para validação dos recursos de controle e alerta dos <i>softwares</i> embarcado e aplicativo do eletroestimulador.	74
Quadro 5. Resultados obtidos para o sistema de controle e alerta a partir do roteiro de validação estabelecido para a metodologia aplicada.	112

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
4D	Quadridimensional
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAAE	Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CAD	Design Auxiliado por Computador
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CEPu	Campo Eletromagnético Pulsado
CHDM	1,4-Ciclohexanodimetanol
CMC	Campo Magnético Combinado
CT	Tomografia Computadorizada
DRX	Difratometria de Raio-X
DSC	Calorimetria Diferencial de Varredura
EES	Estimulação Eletromagnética Funcional
FFE	Fabricação por Feixe de Elétrons
FFF	Fabricação por Filamento Fundido
INATEL	Instituto Nacional de Telecomunicações
IPLC	Interface de Produção Líquida
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
PLA	Poliácido Láctico
PETG	Poli-Etileno Tereftalato de Glicol
PTH	Pino Através dos Orifícios
PWM	Modulação de Largura de Pulso
RC	Resistor-Capacitor
SLA	Estereolitografia
SSL	Sinterização Seletiva a Laser
T_c	Temperatura de Cristalização
T_g	Temperatura de Transição Vítreas
T_m	Temperatura de Fusão
T_m^*	Temperatura de Fusão estimada
TPU	Poliuretano Termoplástico
UNIFEI	Universidade Federal de Itajubá
UNIVÁS	Universidade do Vale do Sapucaí
UV	Ultravioleta

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	18
1.1. Objetivos	20
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1. Fratura óssea: técnicas de imobilização e regeneração ortopédica.....	22
2.1.1. O osso humano e o processo biológico da fratura.....	22
2.1.2. Imobilização com gesso ortopédico	24
2.1.3. Imobilização com fibra de vidro	25
2.1.4. Imobilização com órtese impressa 3D	26
2.2. Impressão 3D de biomateriais.....	32
2.2.1. Técnicas de impressão 3D.....	33
2.2.2. Tipos de materiais processados em manufatura aditiva.....	38
2.3. Biopolímeros.....	40
2.3.1. Poliacido láctico (PLA).....	42
2.3.2. Poliuretano termoplástico (TPU)	43
2.3.3. Polietireno tereftalato de etileno glicol (PETG).....	45
2.3.4. Acrilonitrila butadieno estireno (ABS)	46
2.4. Impressão 4D e memória de forma.....	47
2.5. Dispositivos de estimulação da regeneração óssea.....	50
2.5.1 Comparação entre acoplamento indutivo do tipo CEPu e CMC.....	54
2.5.2. Obstáculos ao emprego das técnicas de estimulação	55
2.5.3. Aspectos de projeto de geradores de campo magnético.....	56
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	60
3.1. Projeto e caracterização das malhas poliméricas	60
3.1.1. Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)	61
3.1.2. Difratomia de Raio-X (DRX)	62
3.1.3. Memória de forma.....	62
3.1.4. Molhabilidade.....	64
3.1.5. Exposição dos polímeros a agentes químicos	64
3.1.6. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	65
3.1.7. Requisitos de formato das malhas poliméricas	66
3.1.8 Impressão 3D das malhas.....	67

3.2 Projeto e caracterização do eletroestimulador	68
3.2.1. Geração do sinal do eletroestimulador	69
3.2.2. Filtragem e amplificação do sinal	70
3.2.3. Esquema elétrico do circuito e montagem	70
3.2.4. Bobina do eletroestimulador	70
3.2.5. Caracterização do sinal elétrico.....	71
3.2.6. Caracterização do campo magnético.....	71
3.2.7. Caracterização da permeabilidade magnética por tecido biológico	72
3.2.8. Caracterização da temperatura da bobina.....	73
3.2.9. Sistema de controle de alertas e aplicações.....	73
4. RESULTADOS E DICUSSÕES	75
4.1. Análise de Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC).....	75
4.2. Difratometria de Raio-x	81
4.3. Memória de forma	83
4.4. Molhabilidade	87
4.5. Exposição a agentes químicos e análise de MEV	88
4.6. Avaliação dos conceitos da órtese e manufatura	93
4.7. Análise dos geradores de sinais	100
4.8. Análise da curva senoidal	101
4.9. Análise do circuito amplificador.....	103
4.10. Caracterização do campo magnético e permeabilidade magnética.....	104
4.11. Caracterização de aquecimento da bobina.....	109
4.12. Análise do sistema de controle e alertas	110
4.13. Acoplamento do eletroestimulador à órtese.....	113
5. CONCLUSÃO.....	114
5.1. Sugestões para pesquisas futuras	115
REFERÊNCIAS	116
ANEXO A – BROCHURA DO PROJETO PARA O COMITÊ DE ÉTICA.....	134
ANEXO B – CÓDIGO WIRING (C++) DO ARDUINO	152
ANEXO C – CÓDIGO BLOCKLY DO APLICATIVO	155

1. INTRODUÇÃO

A ocorrência de fraturas ósseas, cuja tendência é de crescimento nos próximos anos, possui expressivo impacto socioeconômico nos sistemas de saúde globais. A principal causa para o aumento dessas fraturas é o envelhecimento populacional. Dados das Nações Unidas indicam que o número de indivíduos com mais de 65 anos passará de 524 milhões em 2010 para, aproximadamente, 1,5 bilhão em 2050 (MASSARI *et al*, 2019). Ademais, os efeitos da osteoporose em mulheres são, pelo menos, 1,7 vezes mais recorrentes do que em homens (VASCONCELOS *et al*, 2020). O impacto da degeneração óssea por conta dessa doença se contabiliza em números relevantes. Anualmente, 10 milhões de mulheres idosas apresentam algum quadro clínico de fratura óssea no mundo. As ocorrências mais comuns acontecem na região do quadril, punho e vértebras. A expressiva quantidade de casos de fraturas leva a um consequente e considerável gasto para o atendimento aos pacientes. O custo médio com cuidados pós-fratura varia entre 3 mil e 31 mil dólares por pessoa, incluindo procedimentos cirúrgicos, enxertos ósseos e uso de imobilizadores (LYNCH *et al*, 2019; TARRANT *et al*, 2020). Os dispêndios indiretos, como a aquisição de remédios de uso contínuo e perda de produtividade da pessoa pelo longo tempo de recuperação, no entanto, podem representar uma parcela ainda maior de valores. Estudos de revisão dos dados de sistemas de saúde de países asiáticos estima que esses dispêndios indiretos representam, pelo menos, 64,5% dos gastos com fraturas de punho (KIM E. *et al*, 2021). Observa-se, portanto, a importância do tratamento após o trauma, uma vez que o tempo de tratamento tem relação direta com os recursos dispensados para a recuperação.

No Brasil, o cenário de cuidados em saúde para fraturas ósseas acompanha as tendências globais. Isso ocorre, de sobremaneira, por conta da progressão na expectativa de vida dos brasileiros, que saltará dos 73 anos mensurados em 2010 para acima de 80 anos até 2050, compondo um grupo de pelo menos 66 milhões de brasileiros idosos (CEDES, 2017). Estudo recente avaliou que, entre os anos de 2008 e 2018, ocorreram 224,02 casos de fraturas ósseas femorais por 100 mil idosos em média no país. E os custos totais implicados acompanham o aumento da população idosa brasileira. Em 2008, eram gastos 61,244 milhões de reais do Sistema Único de Saúde (SUS) com fraturas ósseas. Em 2018, esse número aumentou para 1,097 bilhão de reais. Esse quadro representa uma avaliação exclusiva de casos de fraturas de fêmur, podendo ser ainda maior ao se considerar ocorrências e morbidades relacionadas a fraturas de punho e vértebra (VASCONCELOS *et al*, 2020).

As técnicas empregadas para a recuperação de pacientes com fraturas ósseas se baseiam em procedimentos cirúrgicos acompanhados de imobilização ou do emprego de técnicas imobilização da área fraturada exclusivamente. A realização da imobilização é feita, comumente, utilizando recursos e materiais tradicionais, como gesso ortopédico e fibra de vidro. Esses recursos se difundiram, principalmente, pelo baixo custo e facilidade de manipulação. Todavia, alguns aspectos negativos dessas técnicas limitam a redução no tempo de tratamento e implicam em riscos. O uso de gesso ortopédico está atrelado ao aumento da atividade microbiana sobre a derme com ocorrência de irritação ou infecção dermatológica, à trombose venosa profunda em imobilização de membros e à síndrome compartimental por aumento da pressão na região (PRAKASH *et al*, 2020; SZOSTAKOWSKI *et al*, 2017). Como avanço à aplicação das técnicas tradicionais, o uso de impressão tridimensional (3D) representa um novo grupo de recursos para o desenvolvimento de órteses ortopédicas para imobilização. A modelagem 3D das órteses confere ao profissional da saúde a possibilidade de planejamento do tratamento e definição mais precisa dos pontos de estabilização da fratura. Assim também, permite a personalização do material de acordo com as variações anatômicas dos pacientes e maior ventilação da derme como meio de redução da atividade microbiana (CHA *et al*, 2017). Não obstante ao progresso obtido com a impressão 3D, a maioria dos dispositivos identificados na literatura são bioinertes. Ou seja, servem tão somente para estabilização da região, mas não são capazes de influir positivamente na aceleração do tratamento (LI *et al*, 2018).

Dessa forma, o emprego concomitante de equipamentos estimuladores de osteogênese tem apresentado resultados promissores. A aplicação de ultrassom para a realização de vibrações mecânicas sobre a região fraturada indicou, inicialmente, princípio de aceleração na ossificação de modelos animais quando usada a uma frequência de 1,5 MHz, com intensidade média de 30 mW/cm² (MASSARI *et al.*, 2019). No entanto, revisões científicas recentes apontam que os efeitos são limitados pela atenuação do ultrassom pelos tecidos biológicos até chegar ao sítio ósseo de interesse, potência insuficiente para a devida penetração e dificuldade de atingir precisamente a região da fratura (PALANISAMY *et al*, 2021).

Outro procedimento estudado se refere à aplicação da eletroestimulação sobre a região óssea lesionada. Revisões bibliográficas que mapearam e compararam estudos recentes sobre eletroestimulação especificam que o efeito terapêutico é identificado quando a estimulação é usada com baixa potência e baixa frequência. Os resultados indicam aceleração na produção de células ósseas como osteoblastos, maior vascularização regional e maior proliferação de tecido não fibroso em ensaios *in vitro* e *in vivo*. Os trabalhos se distinguem quanto à orientação do

arranjo tecnológico, seja para utilização do dispositivo de eletroestimulação implantado durante procedimento cirúrgico (invasivo), seja por acoplamento externo à região fraturada (não invasivo) (DAISH *et al.*, 2018; GICHURU *et al.*, 2018). Os dispositivos não invasivos apresentam como vantagem a expressiva redução de riscos biológicos pela não realização de procedimentos cirúrgicos. Ademais, sistemas de eletroestimulação que utilizam a aplicação de campo eletromagnético e não a aplicação de corrente direta sobre o corpo mitigam ainda mais os riscos por prevenir a ocorrência indevida de choques elétricos no paciente. Todavia, a ausência de padronização quanto às técnicas e parâmetros empregados no campo científico dificultam a análise comparativa dos trabalhos e definição de parâmetros ideais (FONSECA *et al.*, 2018; KHALIFEH *et al.*, 2018). Os dispositivos de eletroestimulação usados na literatura também restringem sua aplicação cotidiana por possuírem grandes dimensões e requererem aplicações de longos períodos, comumente entre 1 e 24 horas (CAI *et al.*, 2020; CHEANEY *et al.*, 2020; BHAVSAR *et al.* 2020). Nesse contexto, a técnica de eletroestimulação por campo magnético combinado (CMC), ainda que relativamente recente, apresenta resultados promissores. Seu efeito terapêutico é observado para aplicações diárias de 30 minutos e também não requer a aplicação de corrente direta sobre o paciente (XIA *et al.*, 2018).

Com base no exposto, é apresentado nesse trabalho o desenvolvimento de uma órtese polimérica biocompatível capaz de ser manufaturada por tecnologia de impressão 3D para revestimento de área fraturadas da articulação radiocarpal. Em paralelo, foram feitos o estudo e a criação de um dispositivo não invasivo de eletroestimulação por CMC que possa ser acoplado à malha para a realização da eletroestimulação, com o potencial de acelerar a regeneração óssea após a fratura.

1.1. Objetivos

O objetivo do trabalho é o desenvolvimento de um sistema que possua características vantajosas frente àquelas observadas em tecnologias utilizadas atualmente para imobilização ortopédica e regeneração de fraturas ósseas. Para que esse objetivo seja atingido, o estudo se ramifica em objetivos específicos, que são:

- Obter uma órtese que possa ser modelada computacionalmente e confeccionada por meio de manufatura aditiva usando uma impressora 3D;
- Conceber conceitos e processos para a órtese que possuam aspectos de projeto e propriedades que sejam vantajosos frente ao emprego de técnicas tradicionais de

imobilização ortopédica, como para o uso de gesso, fibra de vidro e modelos impressos presentes na literatura científica;

- Estudar e definir um formato que permita que a órtese seja acoplada a um dispositivo ativo para a aceleração do processo de regeneração óssea.

Adicionalmente, os objetivos específicos relacionados ao dispositivo eletroeletrônico de estimulação são:

- Obter um sistema capaz de aplicar um campo eletromagnético com parâmetros e características compatíveis com os apresentados na literatura científica como benéficos para estimulação de efeito osteogênico;
- Conceber recursos, parâmetros e funções do eletroestimulador que sejam potenciais para reduzir ou mitigar as desvantagens identificadas para sistemas similares e permitam seu uso concomitante à órtese de imobilização.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Fratura óssea: técnicas de imobilização e regeneração ortopédica

2.1.1. O osso humano e o processo biológico da fratura

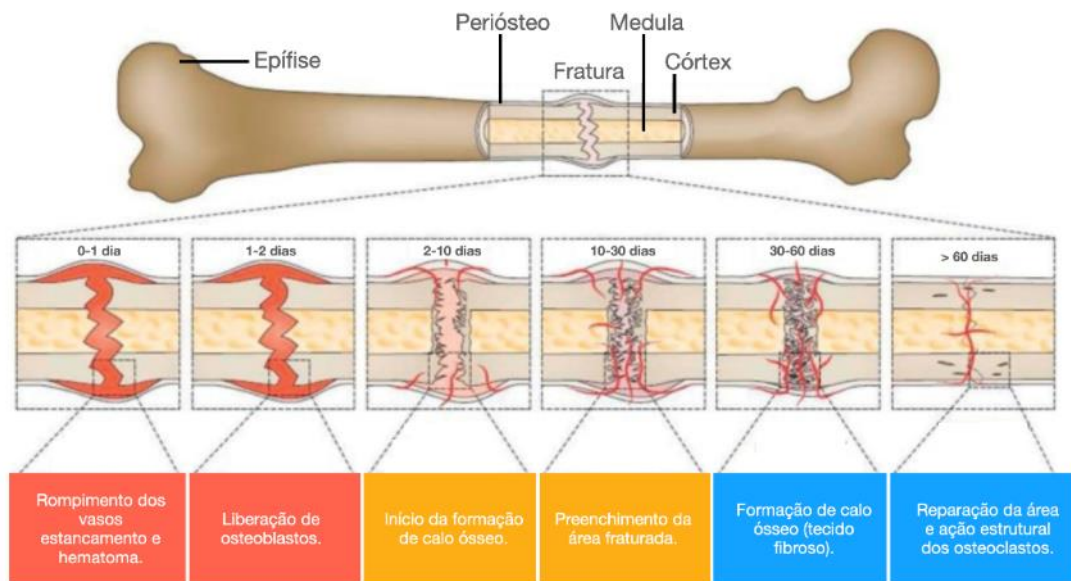
Os ossos humanos são formados por uma parte inorgânica e uma parte orgânica. A parte orgânica dos ossos é conhecida como matriz mineral, correspondente a 65% da sua estrutura e é composta majoritariamente por fosfato de cálcio (CaPO_4), ainda que estejam presentes em menor quantidade bicarbonato, sódio, potássio e magnésio. O fosfato de cálcio cristalizado dá origem à hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). A hidroxiapatita é caracterizada por ser dura e inflexível. A outra parte dos ossos, conhecida como matriz orgânica, é formada essencialmente por fibras de colágeno com 90-95% da sua composição. As fibras de colágeno são feitas de colágeno tipo I (colágeno hidrolisado) e pequenas porções de glicoproteínas e proteoglicanas. O colágeno é caracterizado por ser mais flexível. Portanto, a união das matrizes inorgânica e orgânica confere ao osso maior resistência e flexibilidade (MANTYH *et al*, 2018; YANG *et al*, 2019; XIN *et al*, 2019).

No entanto, ainda que o osso apresente certa flexibilidade, é um órgão suscetível a fraturas. A fratura óssea corresponde a uma sequência de fatores divididos em duas etapas: a lesão óssea seguida de coágulo e o processo de regeneração óssea. Na primeira etapa, a ocorrência da fratura provoca rompimento dos vasos sanguíneos circundantes e formação de coágulo. O sangramento local é sucedido pelo desencadeamento de fatores de coagulação que farão a hemostasia dos vasos. Os vasos são estancados por meio de fibrinas e plaquetas sanguíneas, cessando a hemorragia interna em até 24 horas. Os fragmentos de ossos quebrados ficam suspensos ao redor da epífise e perióstio. Esses fragmentos são sintetizados e desmineralizados pelas células responsáveis pela reabsorção de tecido ósseo, denominadas osteoclastos, liberadas a partir do primeiro dia. A ação dos osteoclastos dá início ao processo de regeneração e perdura por semanas, dependendo do tamanho da fratura. Em seguida, os tecidos adiposos e vascularizados da medula óssea começam a se regenerar e os vasos sanguíneos rompidos são repostos por novas células originadas a partir de angioblastos (WANG *et al*, 2021; WILLETT *et al*, 2019).

Após o início da regeneração medular e vascular, de 1 a 2 dias após a fratura, as membranas externa (perióstio) e interna (endóstio) do osso promovem a liberação de osteoblastos. Os osteoblastos circulam, portanto, pela região do coágulo e começam a refazer

as matrizes ósseas. O preenchimento da área fraturada com novas células ósseas leva a formação de um calo ósseo. O calo ósseo é composto por tecido fibroso e cartilaginoso, com menor resistência mecânica que o osso original, mas que consegue unir as extremidades da estrutura óssea rompida. A formação do calo faz com que o espaço entre as extremidades ósseas desapareça entre 5 e 8 semanas. Assim também, a consolidação do calo ósseo faz com que moléculas de cálcio e fosfato circulantes na corrente sanguínea sejam ali depositadas e cristalizem, formando hidroxiapatita. Os osteoclastos ainda presentes na região, mas em menor quantidade que no início da fratura, removem sucessivamente as camadas mais superficiais e quebradiças de hidroxiapatita das membranas ósseas. Essa ação faz com que o osso restitua, ao longo do tempo, suas propriedades mecânicas. Contudo, a reorganização das matrizes orgânicas e inorgânicas em conformações compatíveis com as observadas antes da fratura só é obtida no decorrer de anos e até mesmo década (FALCINELLI. *et al*, 2019; WILLETT *et al*, 2019). A Figura 1 é uma representação das fases da fratura à regeneração óssea.

Figura 1. Fases pelas quais o osso passa da fratura até a regeneração com indicação média dos dias.



Fonte: Adaptado de Li *et al*, 2020.

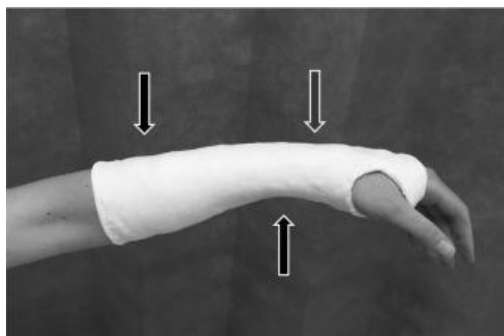
As fraturas ósseas por acidentes ocorrem principalmente na região da tíbia, úmero e fêmur, representando 24%, 14% e 3%, respectivamente, das ocorrências no mundo (EKEGREN *et al*, 2018). Quando elas são originárias de processo de osteoporose, as regiões mais afetadas são da pelve (ossos do ílio, ísquio e púbis), úmero, ulna, rádio e coluna. Outras causas comuns são: trauma adquirido após acidente, ingestão contínua de alguns fármacos, anomalias ósseas congênitas, desgaste ósseo pós-procedimento cirúrgico e tumores da medula óssea (EKEGREN *et al*, 2018; TATANGELO *et al*, 2019; ABE *et al*, 2020).

2.1.2. Imobilização com gesso ortopédico

Após a ocorrência da fratura óssea, o procedimento conservador aplicado de forma a facilitar o processo de regeneração é a imobilização da região lesionada. A imobilização é representada pelo uso de materiais não invasivos para estabilização óssea e redução de mobilidade local. A imobilização é importante para o alinhamento dos segmentos fraturados de osso para formação do calo pelos osteoblastos sem o surgimento de deformações expressivas. O emprego das técnicas de imobilização data de 2300 anos antes de Cristo em descobertas arqueológicas no Egito. Assim também, na Grécia, Hipócrates, em 350 antes de Cristo, descrevia o uso de bandanas embebidas em cera e resina para imobilização de membros feridos. Atualmente, o material mais comumente empregado é o gesso ortopédico ou gesso de Paris, composto de sulfato de cálcio semi-hidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), com pureza entre 80-95%. O gesso ortopédico é produzido a partir da calcinação da gipsita submetida a uma temperatura entre 140-160 °C para remoção das moléculas de água (SZOSTAKOWSKI *et al*, 2017).

O gesso se difundiu pelo baixo custo e facilidade de manipulação. No entanto, alguns riscos são associados ao seu emprego, como: (a) trombose venosa profunda, em imobilização de membros superiores e inferiores, observada em até 36% dos pacientes após 3 semanas de uso do gesso; (b) síndrome compartimental, ocasionada pela pressão aumentada em determinada região de tecido biológico que prejudica a circulação de sangue, ocasionando escaras e redução da funcionalidade do membro; (c) sudorese excessiva na região imobilizada, levando a proliferação bacteriana na região e instabilidade no gesso, requerendo remoção e reaplicação do material; (d) ranhuras ou deformidades não observadas na área interna do gesso que podem levar ao acúmulo de sujidades e causar irritação na pele do paciente; (e) congestão venosa, observada por surgimento de edema ou descoloração azulada da pele, com difícil visualização se ocorrida na região medial da região sob o gesso, que indica retorno de sangue venoso devido ao excessivo aperto do material; e (f) dificuldade de definição dos pontos de fixação para a estabilização da fratura (PRAKASH *et al*, 2020; SZOSTAKOWSKI *et al*, 2017). Assim também, sendo um material inerte, o uso do gesso pode levar a períodos prolongados de repouso e imobilização. Especialmente para pessoas idosas, longos períodos de imobilização levam a disfunção do membro, redução de massa muscular e envelhecimento precoce do osso. Em 10 dias de imobilização, idosos sem morbidades associadas podem perder 1 kg de massa muscular (ROLVIEN *et al*, 2020). A Figura 2 traz imagens do uso de gesso ortopédico para imobilização da região do punho (articulação radiocarpal).

Figura 2. Gesso ortopédico sobre a região articular do punho com setas indicando os pontos de fixação.



Fonte: Bullen *et al*, 2017.

Assim, ainda que o gesso ortopédico continue sendo um dos principais recursos para imobilização de membros, a comunidade científica continuamente busca soluções alternativas mais eficientes. Os esforços se concentram em identificar novos biomateriais para imobilização e novas técnicas para acelerar o tempo de regeneração óssea.

2.1.3. Imobilização com fibra de vidro

A fibra de vidro é um material sintético, composta de sílica, calcário, fluorita, colemanita, dolomita e outros minerais que são aquecidos até o ponto de fusão. O formato das fibras é obtido por meio de uma fiação com orifício de saída entre 5 e 25 micrômetros. Após a produção e quando aplicadas na área ortopédica, elas são usadas sobre um tecido em contato direto com a pele do paciente para preenchimento e proteção da área. Esse tecido deve possuir características próximas a de uma gaze, como baixa massa e boa ventilação (EKWALL *et al*, 2018).

O uso da fibra de vidro traz vantagens em relação ao gesso ortopédico convencional, sendo as principais (a) maior leveza, (b) maior resistência a choque mecânico e (c) radiotransparência, facilitando a visualização da fratura em imagens de raio-x. No entanto, traz também dificuldades relevantes para a atuação clínica. A modelagem do material requer atuação mais rápida, pois seu endurecimento é mais breve que o endurecimento do gesso ortopédico (ao redor de 30 minutos). Da mesma forma, como possui menos preenchimento que o gesso ortopédico, a ocorrência de dobras ou pontas após o endurecimento são mais recorrentes e podem ferir o paciente, exigindo a remoção do material e repetição do procedimento. Ademais, ainda que o material permita maior ventilação da pele do paciente quando comparado com o gesso, casos de excesso de sudorese e infecções cutâneas na região da fratura ainda são observados (EKWALL *et al*, 2018). A Figura 3 traz imagens do processo de modelagem da fibra de vidro sobre a região articular do punho.

Figura 3. Modelagem da fibra de vidro sobre a região articular do punho.



Fonte: Graham *et al.*, 2020.

2.1.4. Imobilização com órtese impressa 3D

As órteses 3D para imobilização de regiões fraturadas, como alternativas ao gesso ortopédico e fibra de vidro, se desenvolveram a medida que as impressoras de manufatura aditiva se tornaram mais acessíveis. Assim, os principais objetivos na proposição de órteses 3D são permitir o pré-planejamento da imobilização a partir das imagens médicas e a personalização do produto para cada perfil de paciente. Assim, utilizando-se de softwares de modelagem 3D, designados para *design* auxiliado por computador (CAD, do inglês *Computer Aided Design*), como *Blender*®, *SolidWorks*® e *TinkerCad*®, o profissional da saúde pode atribuir características específicas ao dispositivo imobilizador. Tais características incluem orifícios para ventilação da pele, formato adequado às variações anatômicas do paciente, suportes para inclusão de componentes auxiliares ao tratamento e acessos à visualização e ao exame pelo profissional da saúde. Dessa forma, estudos presentes na literatura se dedicaram a avaliar o desempenho dessas órteses impressas para diferentes tipos de fraturas ósseas (CHA *et al.*, 2017; LI *et al.*, 2018).

O uso de órtese para lesões no tornozelo é fundamental para condicionamento da marcha. Cha *et al.* (2017) desenvolveram uma órtese impressa em 3D de poliuretano termoplástico para tratamento de neuropatia perineal, produzida em impressora de Fabricação por Filamento Fundido (FFF), modelo FB9600®, da TPC Mechatronics Corp., Incheon, Korea, com diâmetro de 1,75 mm e temperatura de extrusão de 210–230°C. Os pesquisadores compararam o desempenho da órtese impressa com uma órtese convencional feita de polipropileno e o não uso de qualquer órtese (grupo de controle). Os resultados apontaram que a órtese impressa responde ao tratamento de forma similar à órtese convencional. O

comprimento da passada do paciente ficou em 70,9 cm para ambas as órteses, enquanto foi de 63,2 cm sem o uso de qualquer uma delas. A velocidade de marcha, de 56,5 cm/segundo, também foi igual para ambas as órteses, enquanto que o não uso de qualquer órtese levou o paciente a realizar a marcha com velocidade inferior, de 42,2 cm/segundo. A órtese impressa apresentou resultado ainda superior à órtese convencional quando avaliada a simetria no apoio entre o lado esquerdo e direito do pé. A órtese impressa obteve 80,4% de simetria, a órtese convencional, 79,7% e o não uso, 69,7%. Assim, a órtese impressa foi considerada compatível com o modelo convencional e aderente à aplicação clínica (CHA *et al*, 2017). A Figura 4 traz imagens da órtese impressa para este trabalho.

Figura 4. Órtese impressa em impressora FFF de poliuretano para lesões no tornozelo.



Fonte: Cha *et al*, 2017.

Lu *et al*. (2021) obtiveram resultados igualmente satisfatórios. Nesse caso, eles compararam uma órtese impressa em 3D com gesso ortopédico para fratura de tornozelo. A órtese foi manufaturada por impressora estereolitográfica (Lite 600HD, Shangai Union Technology Co., Ltd., China), usando resina baseada em ABS e fotoiniciador C-UV 9400E. Em análise mecânica, o modelo 3D apresentou resposta adequada tal qual o gesso e desempenho superior em satisfação do paciente e conformidade do molde. Não foram observadas complicações graves no modelo impresso, ainda que o gesso tradicional tenha apresentado complicações moderadas. Os autores destacam tais complicações como: adequação inapropriada sobre a área lesionada, umidade interna sem áreas de ventilação e pressão desequilibrada em diferentes pontos de fixação (LU *et al*, 2021). A Figura 5 traz imagens da órtese impressa para este trabalho.

Figura 5. Uso de impressora estereolotográfica para impressão de órtese de tornozelo em ABS, onde (a) é a órtese montada, (b) representa as partes separadas da órtese, (c) e (d) são ângulos lateral e anterior da órtese posicionada sobre um tornozelo humano.



Fonte: Lu *et al*, 2021.

Diversos trabalhos se destinaram ao desenvolvimento de órteses impressas para membros superiores. O conjunto de estudos sobre essa região anatômica facilita a comparação de resultados obtidos entre diversos autores. Zheng *et al.* (2019) compararam o desempenho de uma órtese impressa em 3D com uma órtese produzida com polímeros termoplásticos de baixa temperatura (não impressos) para imobilização de punho. Os resultados mostram que a órtese impressa apresentou redução na espasticidade e inchaço na articulação radiocarpal. Assim também, ela foi avaliada como mais apropriada para movimentação controlada em fisioterapia de pacientes hemiparéticos, ou seja, que sofreram acidente vascular cerebral. Ainda que os autores apontem que a personalização das órteses seja uma vantagem, outros autores ponderam que os profissionais da saúde seriam requisitados a terem conhecimentos técnicos em *softwares* CAD. Essa ponderação pode restringir o acesso desse tipo de solução em larga escala (ZHENG *et al*, 2019). Assim, Li J. e Tanaka H. (2018) se dedicaram a desenvolver um modelo paramétrico pré-formatado de órtese de punho. O objetivo do trabalho foi permitir que profissionais da saúde com ou sem conhecimento aprofundado em técnicas e *softwares* de modelagem 3D consigam configurar as dimensões das órteses antes de serem impressas. A avaliação da solução de *software* foi feita por 5 estudantes de enfermagem com pouco ou nenhum conhecimento prévio em modelagem 3D. Oferecendo modelos pré-formatados com parâmetros a serem configurados, todos os voluntários conseguiram concluir a personalização da órtese entre 8-20 minutos (LI *et al*, 2018). A Figura 6 é uma compilação de modelos de órteses presentes na literatura e identificadas pelo trabalho de Li e Tanaka (2018).

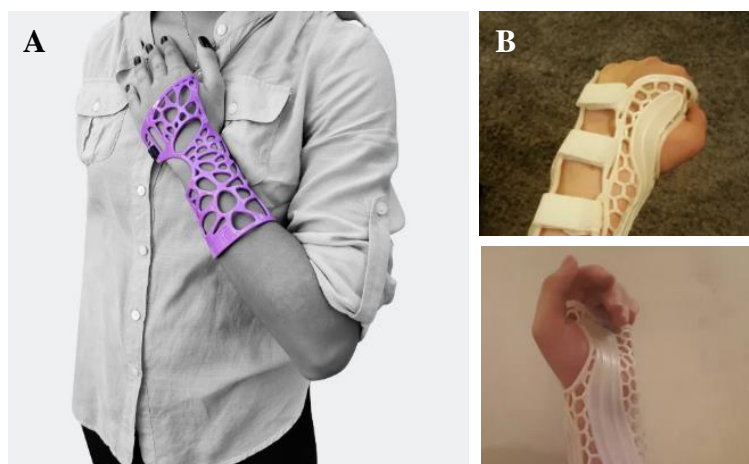
Figura 6. Modelos de órteses de punho impressa em 3D a partir de software de modelamento computacional.



Fonte: Li e Tanaka, 2018.

Assim também, as órteses ortopédicas manufaturadas aditivamente estão disponíveis em modelos comerciais e em plataformas de *designers*. A empresa brasileira *Fix It*, por exemplo, comercializa talas impressas que auxiliam na imobilização parcial de membros. Elas se destinam a auxiliar na recuperação de lesões, tendinites e patologias que restringem movimentos de extensão e flexão de punho, ainda que não sejam recomendadas para imobilização de fraturas ósseas propriamente (FIX IT, 2021). No banco de projetos de *design* digital *Thingiverse* também é possível encontrar modelos de órteses destinados a redução de movimentação da região do punho. No entanto, os projetos compartilhados visam, tão somente, explorar aspectos de *design* sem aprofundar na caracterização científica dos materiais (THINGVERSE 3DRIVEN, 2021). A Figura 7 traz exemplos de órteses disponíveis comercialmente ou em plataforma digital.

Figura 7. Modelos de órteses impressas distribuídas (a) comercialmente e (b) em plataforma de design digital.



Fonte: Adaptado de Fix it, 2021 e Thingiverse (3Driven), 2021

As principais medidas encontradas nos trabalhos para órtese de articulação radiocarpal são os valores médios de circunferência e comprimento da região carpal e radio-ulnar (antebraço). Os valores são: 16,3 cm \pm 1,4 cm de circunferência média em geral de punho e largura média em geral de 6,5 cm \pm 0,6 cm (MOGK *et al*, 2008); 28,1 cm \pm 2,0 cm para homens e 24,0 cm \pm 2,8 cm para mulheres de circunferência de antebraço (área distal inferior da articulação); 22,0 cm \pm 1,2 cm para homens e 19,2 cm \pm 1,3 cm para mulheres de circunferência de carpo (área distal superior da articulação); 27,56 cm \pm 1,30 cm para homens e 25,11 cm \pm 1,24 cm para mulheres de comprimento de antebraço (ABE *et al*, 2015).

Assim, o uso de impressão 3D na proposição de soluções para imobilização e regeneração de fraturas ósseas é promissor. No entanto, alguns aspectos são destacados como obstáculos para sua utilização mais abrangente na prática médica. Esses aspectos são: (a) dificuldade de imobilização plena, possuindo áreas de mobilidade do membro dentro da órtese quando em estado rígido (vítreo); (b) imprecisão no estabelecimento dos pontos de fixação para alinhamento ósseo no momento da modelagem; (c) a maioria dos materiais tem comportamento inerte, contribuindo pouco ou nada para aceleração no tempo de recuperação da fratura; (d) tempo de manufatura da órtese superior ao tempo de preparação do gesso ortopédico; (e) facilidade de remoção das órteses impressas pelos pacientes, prejudicando o tratamento; e (f) insegurança dos profissionais da saúde no uso de novos materiais e *softwares* para modelagem (WANG *et al*, 2017; UPADHYAY *et al*, 2017). Dessa forma, o avanço de novas soluções deve levar em consideração os aspectos técnicos de manufatura, físico-químicos do material e culturais da formação médica para que sejam absorvidos, propriamente, pela prática médica.

O Quadro 01 é um resumo das técnicas de imobilização empregadas para regeneração de fraturas ósseas, com destaque às principais vantagens e desvantagens de cada uma.

Quadro 1. Resumo das três técnicas de imobilização, incluindo informações sobre características principais, vantagens e desvantagens.

Imobilizações	Características	Vantagens	Desvantagens
Gesso ortopédico	Composto por sulfato de cálcio semi-hidratado, é polimerizado no momento do atendimento e enrijece sobre a área fratura.	Baixo custo, facilidade de manipulação.	Possibilidade de trombose venosa profunda, síndrome compartimental, sudorese excessiva, irritação da pele, congestão venosa, material inerte.
Fibra de vidro	Fibras de vidro resinadas aplicadas sobre tecido poroso e enrijece sobre a área da fratura.	Maior leveza que o gesso, maior resistência mecânica, radiotransparência.	Dificuldade de modelagem, secagem em pouco tempo, sudorese aparente, infecções cutâneas, material inerte.
Impressão 3D	Modelo é previamente construído em <i>software</i> de acordo com os parâmetros do paciente, produzido por manufatura aditiva e enrijecido sobre a fratura ou antes do posicionamento.	Orifícios para ventilação da pele, formato adequado a variações anatômicas, integração a outros recursos de tratamento, facilidade de acompanhamento da recuperação pelo médico.	Dificuldade de imobilização adequada, imprecisão no estabelecimento dos pontos de fixação sobre a fratura, comportamento inerte da maioria dos materiais, tempo de manufatura, facilidade de remoção pelo paciente.

Fonte: Adaptado de Prakash *et al*, 2020; Szostakowski *et al*, 2017; Ekwall *et al*, 2018; Wang *et al*, 2017; Upadhyay *et al*, 2017.

Os materiais usados para as técnicas de imobilização mencionadas na Quadro 01 são biocompatíveis, normalmente inertes e não invasivos. Ou seja, não estimulam resposta adversa do sistema imunológico do usuário ao passo que não estimulam processos de regeneração e terapia. Adicionalmente, biomateriais não invasivos possuem a vantagem de não requererem procedimentos cirúrgicos predecessores. Assim sendo, adequam-se externamente ao organismo hospedeiro, executando sua aplicação biomédica. Dessa forma, facilitam a modelagem do material sobre a área de interesse, podem permitir adequações pós-posicionamento e tornam menos complexas as formas de avaliação clínica sobre a interação do material com o tecido biológico. Como desvantagens, os biomateriais não invasivos são limitados para algumas aplicações médicas e, comumente, requerem atenção do usuário para sua manutenção ao longo do tratamento. Não obstante, a rejeição do tratamento pelo usuário é aspecto de causa para a não popularização de dispositivos não invasivos (BOURGINE *et al*, 2017; VEDADGHAVAMI *et al*, 2017; TAN *et al*, 2017; OSBORN *et al*, 2018).

Ademais, o projeto de dispositivos não invasivos deve considerar não somente os parâmetros de usabilidade envolvidos, mas também seus parâmetros microestruturais e

macroestruturais. A microestrutura do material indicará, entre outras características, sua resistência à corrosão, capacidade de adesão à superfície e ocorrência de defeitos. Concernente à macroestrutura, esta designará o formato do material para a região de aplicação, capacidade de adaptação ao longo do tempo, adaptação a partir de diferenciações físicas do meio e integração com o hospedeiro (TONG *et al*, 2018).

2.2. Impressão 3D de biomateriais

A criação das impressoras 3D aconteceu em 1984 pelo cientista Chuck Hull, utilizando conceitos de estereolitografia para solidificação de resinas em bulbos de componentes de iluminação elétrica. Caracterizadas pela versatilidade na manufatura de materiais e pela velocidade de produção, as impressoras 3D se diversificaram por diversos segmentos da ciência e indústria globais, incluindo a área médica (ZAREK *et al*, 2017). Assim, o avanço tecnológico das técnicas de impressão 3D tem possibilitado o desenvolvimento de novas aplicações de materiais na área de engenharia biomédica. Nesse contexto, modelos e dispositivos podem ser criados por meio de ferramentas computacionais considerando as especificações anatômicas do paciente e aspectos clínicos do tratamento (ZHENG *et al*, 2019; D'AMICO *et al*, 2019). Notadamente para materiais poliméricos, suportes para imobilização, malhas de recobrimento, sistemas implantáveis, extensores cardiovasculares, órteses e próteses, produtos farmacêuticos e órgãos artificiais têm sido desenvolvidos e aprimorados (ZHANG *et al*, 2018; ZHENG *et al*, 2019). Ademais, a disseminação das técnicas de impressão 3D tem gerado positivo impacto na redução do tempo de recuperação e de recursos financeiros dispensados para os procedimentos médicos, bem como na ampliação da manufatura de sistemas personalizáveis (CHOONARA *et al*, 2016).

A forma de se produzir objetos com o uso de impressoras 3D ficou conhecida como manufatura aditiva em contraponto à forma tradicional de produção, denominada manufatura subtrativa. Na manufatura subtrativa, uma máquina trabalha sobre o material bruto removendo suas partes até que ele obtenha a forma desejada. Essa máquina comumente possui um molde interno que permite produzir apenas um tipo de forma. Na manufatura aditiva, todavia, as porções de material são adicionadas ou tratadas pela máquina de modo a originar o produto final. Dessa forma, duas vantagens se destacam na manufatura aditiva: a máquina não precisa possuir um molde interno único e há uma redução significativa no desperdício de materiais. Essas características aceleram o processo produtivo e reduzem o impacto econômico e ambiental envolvido (OLIVEIRA *et al*, 2020). Assim, a produção de objetos impressos por

manufatura aditiva atingiu a expressiva receita de 14,5 bilhões de dólares em 2018 no mundo (KABIR *et al*, 2020). De acordo com o *National Institute of Standards and Technology* (NIST), dos Estados Unidos da América, a indústria de manufatura aditiva alcançará valores na casa de 50 bilhões de dólares em receitas entre 2029 e 2031 nas mais diversas áreas, incluindo saúde, aeroespacial e construção civil (YAMPOLSKIY *et al*, 2016).

O termo manufatura aditiva, no entanto, é amplo para o conjunto de técnicas possíveis de impressão 3D. Basicamente, as impressoras são compostas de uma mesa ou recipiente onde está ou será depositado o material utilizado na impressão, um sistema de motores coordenados para a formação tridimensional das peças e o componente atuador que será o propiciador da impressão. Todavia, o modo de operação e a composição dessas partes, bem como os tipos de materiais empregados, variam para cada tipo de aplicação, conforme detalhado nas seções posteriores (KABIR *et al*, 2020).

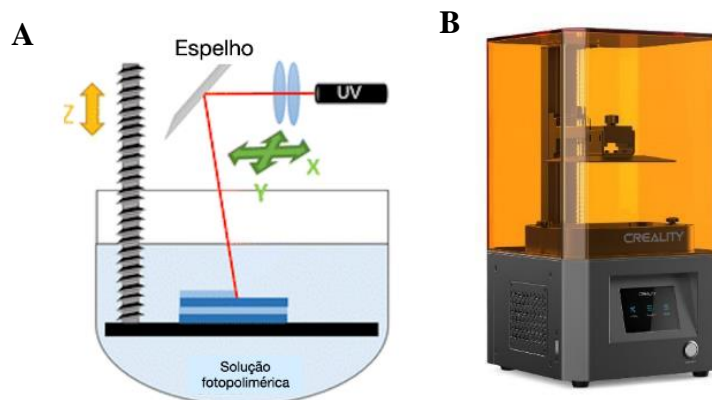
2.2.1. Técnicas de impressão 3D

A principal evolução das impressoras ao longo dos anos é concernente à ampliação de sua resolução de impressão e manutenção das propriedades originais dos materiais empregados. Esses são conceitos fundamentais, por exemplo, para o desenvolvimento de biomateriais impressos, a fim de evitar que variações de estrutura e propriedades no material resultante ofereçam risco ao usuário final (GE *et al*, 2016). Atualmente, as impressoras 3D são categorizadas de acordo com as técnicas que empregam para processar o material de insumo (entrada) e o modo como dão forma ao produto final (saída). As técnicas mais empregadas são: Estereolitografia (SLA), Fabricação por Filamento Fundido (FFF), Sinterização Seletiva a Laser (SSL), Fabricação por Feixe de Elétrons (FFE) e Interface de Produção Líquida Contínua (IPLC) (LEIST *et al*, 2017).

A SLA é tida como uma técnica que utiliza resinas em estado líquido para a polimerização do material. A resina líquida, cuja composição comumente inclui a presença de uretanos e acrilatos, é depositada sobre um aparato recipiente. Um laser de radiação ultravioleta (UV), com comprimento de onda entre 300-390 nm, é direcionado sobre a resina por tempo e posições coordenados pelo *software* da impressora. O processo de fotopolimerização é iniciado pelo laser UV em material que contenha a presença de um ou mais fotoiniciadores, como óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina. O movimento do laser e/ou da base do aparato recipiente é baseado nas coordenadas advindas do modelo 3D inseridas no *software* da

impressora. O laser sobre o iniciador produz uma reação entre agentes ativados e redutores, gerando matrizes poliméricas com ligações cruzadas, endurecendo a porção de resina exposta à UV. Apresenta como vantagens a velocidade de produção e durabilidade de materiais pós-fotopolimerização, enquanto sua desvantagem se baseia nos custos de produção quando comparados às demais técnicas e a necessidade de acrescentar iniciadores químicos fotossensíveis ao material (PARK *et al*, 2018; WALLIN *et al*, 2017). A Figura 8 é uma ilustração da técnica de SLA.

Figura 8. Técnica de impressão 3D por SLA, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.

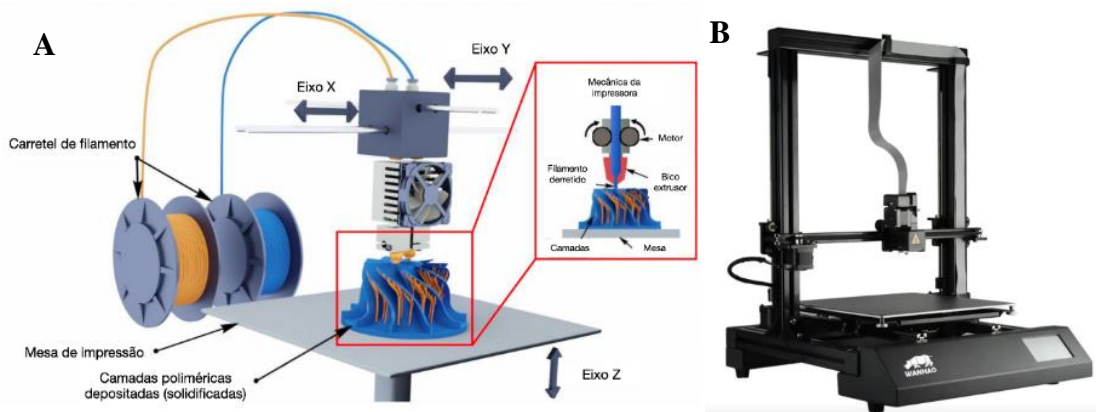


Fonte: Adaptado de Alhan *et al*, 2016; 3DLab.

A técnica FFF utiliza um bico extrusor e mesa de deposição aquecidos que se movimentam de forma coordenada a partir do *software* da impressora. O bico extrusor é aquecido até a temperatura indicada pelo operador, normalmente não superior a 300 °C, derretendo um filamento polimérico termoplástico que é depositado sobre a mesa. O movimento coordenado do bico e mesa fazem com que o polímero crie camadas que vão dando forma 3D ao material. A mesa também possui sistema regulador de temperatura, normalmente configurado para operar próxima à temperatura de transição vítrea (T_g) do filamento. Filamentos termoplásticos mais utilizados por essa técnica são o PLA, acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), poliuretano termoplástico (TPU) e poli-etileno tereftalato de glicol (PETG). Ademais, esses filamentos possuem características biocompatíveis. Possui como vantagem os custos diminutos de aquisição da impressora e filamentos, comparativamente com outras técnicas; facilidade de operação e manutenção; alta resistência térmica e química dos filamentos; diversidade de tipos de materiais comercializáveis; e possibilidade de sua utilização para fins biomédicos, devido à característica biocompatível de muitos biopolímeros

termorresponsivos. Como desvantagem, impressoras de menor custo apresentam menor resolução e materiais com maior resistência mecânica podem exigir bicos extrusores específicos, que operam em faixas de temperatura ao redor de 400 °C. Esses bicos aumentam o custo de máquina e exigem maior capacidade técnica para manutenção e operação (KITSON *et al*, 2016; GUO *et al*, 2018). A Figura 9 é uma ilustração da técnica de FFF.

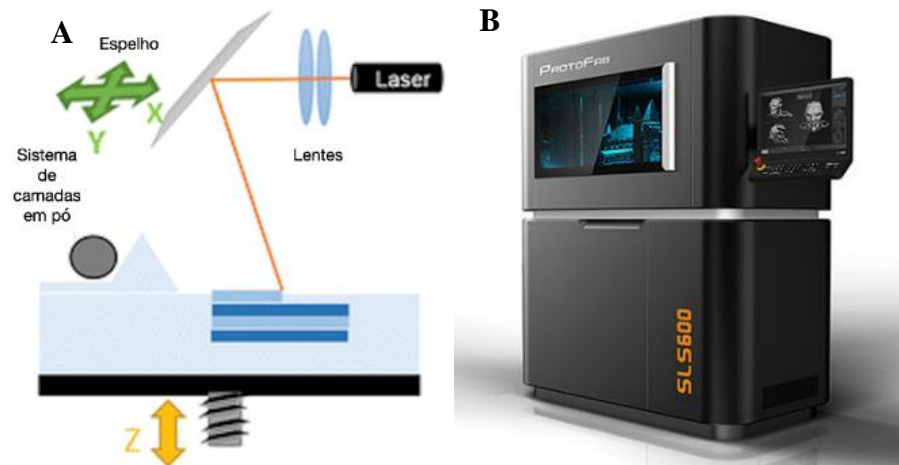
Figura 9. Técnica de impressão 3D por FFF, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.



Fonte: Adaptado de Elkaseer *et al*, 2020.

A técnica de SSL utiliza laser de alta potência para a sinterização de material em formato de pó. Os materiais empregados incluem polímeros como policarbonato, polivinilcloreto, nylon, poliéster, bem como metais, como o titânio, e cerâmicas, como os carbeto de silício. O laser empregado possui comprimento de onda infravermelho ao redor de 1064 nm e promove um aquecimento pontual e acelerado sobre o pó. Os grãos de pó entram em estado de derretimento e se fundem, criando camadas de material que irão dar forma ao objeto pretendido. Após a criação de uma camada pela aplicação do laser, um braço mecânico motorizado deposita uma nova quantidade de pó uniformemente distribuída para que o laser novamente atue, criando as sucessivas camadas do objeto. Essa técnica apresenta como vantagem a não obrigatoriedade no uso de suportes para estruturas com fundo oco, uma vez que o próprio pó depositado atua como andaime às camadas superiores. Dessa forma, reduz-se também o tempo de impressão. Todavia, a SSL implica em maior desperdício de material utilizado, uma vez que o pó é depositado sobre toda a área de impressão, mas apenas onde o laser atingir é que será efetivamente utilizado para a produção do objeto. O restante é descartado ou deve passar por processo de reciclagem (BOLDUC *et al*, 2018; FINA *et al*, 2017). A Figura 10 é uma ilustração da técnica de SSL.

Figura 10. Técnica de impressão 3D por SSL, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.

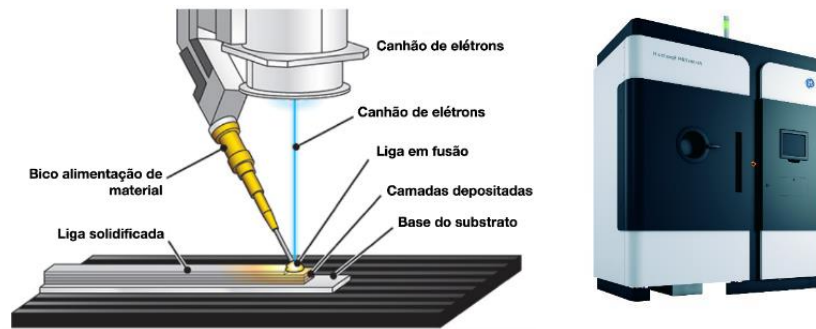


Fonte: Adaptado de Alhan *et al*, 2016; ProtoFab.

A técnica de FFE se difere das demais por ser direcionada exclusivamente à produção de peças 3D metálicas. O processo envolve manufatura aditiva, contando com a deposição de metal em pó sobre uma mesa e a aplicação de feixes eletrônicos de alta intensidade e varredura para o pré-aquecimento do material. O pré-aquecimento é fundamental para evitar o efeito fumaça, gerado por conta da presença de resíduos de água e vaporização explosiva da humidade do meio, bem como para gerar conexões entre as partículas de pó, melhorando a condutividade térmica do material.

Na sequência, a temperatura inicial conferida ao pó é elevada até aquela de derretimento específica para cada material. Nesse momento, pequenas quantidades de gás hélio inerte são adicionadas ao sistema a fim de evitar o acúmulo de cargas elétricas liberadas no processo, bem como para auxiliar na manutenção da temperatura do sistema. Como vantagens, a FFE permite a manufatura de objetos metálicos mais específicos e com mais detalhes, bem como o pré-aquecimento do sistema permite uma redução no desperdício de pó, quando comparada com a técnica SSL. No entanto, o custo de aquisição das impressoras é expressivamente mais elevado que as impressoras das demais técnicas e exige maior capacidade técnica para manutenção do equipamento e acabamento pós-impressão das peças (LUNETTO *et al*, 2020; NEGI *et al*, 2019). A Figura 11 é uma ilustração da técnica de FFE.

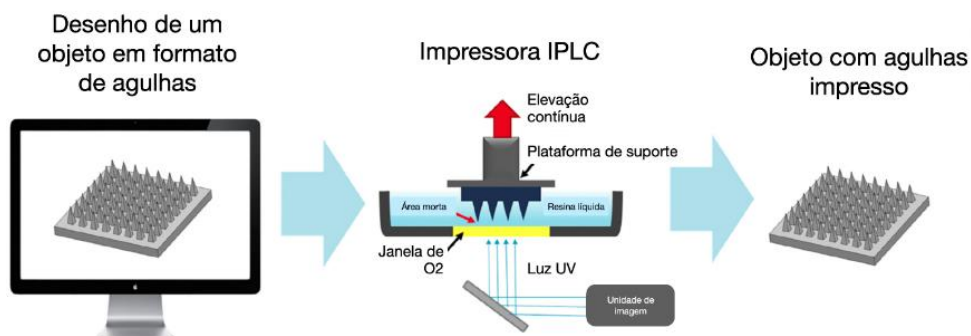
Figura 11. Técnica de impressão 3D por FFE, onde (a) é uma ilustração do mecanismo e (b) é um modelo comercial.



Fonte: Adaptado de Alhan *et al*, 2016; GE Additive.

A IPLC é uma técnica que compartilha de conceitos de SLA, como o uso de resina líquida, fotoiniciadores e radiação UV. Acrescenta, contudo, a utilização de uma janela ao fundo do recipiente com a resina por onde a radiação UV irá passar e a aplicação de moléculas de O_2 . A radiação UV quando se choca com os fotoiniciadores, tornam a resina sólida, tal qual no processo SLA. A presença de O_2 no fundo do recipiente, todavia, inibe a ação dos fotoiniciadores mais próximos da região da janela, criando uma “área morta”. Essa área permite que a resina líquida esteja sempre presente no sistema enquanto a peça é produzida. Assim, as partes solidificadas da resina são elevadas continuamente e as partes inferiores do objeto são produzidas com a radiação UV constante sendo aplicada no fundo, ainda em estado líquido. Dessa forma, a produção do objeto e a reposição de resina líquida acontecem simultaneamente. Isso confere à técnica a uma velocidade de produção maior que das demais. Não obstante, as resinas fotopolimerizadoras adequadas são mais escassas em variedade, inclusive quando se trata daquelas de natureza biocompatível. Assim também, as propriedades mecânicas do material produzido a partir dessas resinas são consideradas frágeis (BLOOMQUIST *et al*, 2018). A Figura 12 é uma ilustração da técnica de IPLC.

Figura 12. Técnica de impressão 3D por IPLC, com ilustração do mecanismo de funcionamento.



Fonte: Johnson *et al*, 2016.

As informações sobre as técnicas de impressão 3D, bem como suas principais características, estão agrupadas no Quadro 02.

Quadro 2. Resumo das informações sobre as técnicas de impressão 3D

Técnica	Característica	Vantagens	Desvantagens
Estereolitografia (SLA)	Laser UV realiza a polimerização de resina líquida, endurecendo-a e dando forma.	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidade de impressão relativamente alta. • Durabilidade dos materiais processados. 	<ul style="list-style-type: none"> • Custos de produção. • Uso de iniciadores químicos.
Fabricação por Filamento Fundido (FFF)	Uso de bico extrusor para deposição de material derretido sobre uma plataforma.	<ul style="list-style-type: none"> • Custo, facilidade de aquisição e diversidade de materiais usados. • Facilidade de operação da impressora. • Alta resistência térmica dos materiais. • Facilidade de obtenção de materiais biocompatíveis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor resolução. • Materiais para formarem produtos com maior resistência mecânica exigem bicos extratores específicos, que operem em faixas ao redor de 400 °C.
Sinterização Seletiva a Laser (SSL)	Uso de laser infravermelho para sinterização do material em formato de pó.	<ul style="list-style-type: none"> • Ausência de suporte para fundos ocos (redução no tempo de impressão). 	<ul style="list-style-type: none"> • Desperdício de material aplicado, mas não sinterizado.
Fabricação por Feixe de Elétrons (FFE)	Derretimento de metal em pó por meio de laser eletrônico de alta potência.	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão de peças metálicas, sendo essa uma restrição da maioria das demais técnicas. • Menor desperdício de pó por pré-aquecimento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Altos custos da impressora. • Maior conhecimento técnico para operação e manutenção.
Interface de Produção Líquida Contínua (IPLC)	Laser UV realiza a polimerização da resina através de uma janela. A resina é deslocada constantemente pela janela.	<ul style="list-style-type: none"> • Maior velocidade de impressão entre as técnicas citadas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Materiais de mais difícil acesso e pouca variedade. • Produtos finais mecanicamente frágeis.

Fonte: Adaptado de Wallin *et al*, 2017; Trudeau *et al*, 2018; Lunetto *et al*, 2020; Bloomquist *et al*, 2018.

2.2.2. Tipos de materiais processados em manufatura aditiva

Os materiais empregados na produção de dispositivos 3D podem ser analisados de acordo com suas características de manufatura. Os materiais então podem ser processados de três formas básicas: (a) fotopolimerização, (b) fusão de pó e (c) deposição por extrusão (KABIR *et al*, 2020).

Os materiais processados por fotopolimerização são aqueles notadamente identificados em grupos poliméricos, que são considerados fotossensíveis e iniciam o processo de solidificação das cadeias por meio de um fotoiniciador. Tratando-se de materiais poliméricos, a sensibilidade desses ao processo de impressão por feixe fotônico (W_1) é definida como a razão entre o limiar da exposição de cura para a transição do material do estado líquido para o sólido (W_c') com a profundidade de cura do polímero (l_c). Essa relação possui dependência direta

também da profundidade de penetração do laser (l_p), como visto na Equação 01. Os materiais desse grupo são especialmente destinados às técnicas de impressão por SLA e IPLC (OLIVEIRA *et al*, 2020).

$$W_1 = W_c' / l_c * \exp(l_c / l_p) \quad (1)$$

Os materiais processados por fusão de pó são aqueles disponibilizados em formato de pó ou que podem ser pré-processados para refinarem em pó. Antes da impressão, devem ser depositados sobre um aparato recipiente. O processo permite a fusão de partículas do material, nesse caso metálicas, poliméricas ou cerâmicas, mais raramente nesse último caso, por meio de feixes eletrônicos, como aqueles gerados por campo eletromagnético de alta intensidade, ou ópticos, como aqueles gerados por luz de alta potência no comprimento de onda infravermelha. A energia dispensada para a fusão do pó (W_2) é dada pela potência do feixe (P) em razão da velocidade de varredura do feixe (v), a distância do emissor de laser ao material (d) e a espessura da camada (e), conforme apresentado na Equação 2. Os materiais processados por fusão de pó são empregados, preferencialmente, em impressoras SSL e FFE (OLIVEIRA *et al*, 2020).

$$W_2 = P / (v * d * e) \quad (2)$$

Os materiais processados em deposição por extrusão são aqueles em formato filamentosos que são empurrados por meio de uma pressão constante contra uma ponteira aquecida de largura específica. Esses materiais são polímeros termoplásticos e possuem, comumente, resistência à radiação UV, biocompatibilidade e resistência mecânica. Em alguns casos, apresentam também translucidez. A energia dispensada para avaliar o escoamento do material derretido é diferente das demais formas, sendo ela definida pela Equação 3, onde observa-se que ρ é a densidade do material, p é a pressão aplicada, τ é a energia de superfície, T é a temperatura, v é a velocidade de escoamento, Φ é a entropia indicada pela mudança da energia interna ocasionada pelo aquecimento da ponteira e ∇q é a mudança de energia por unidade de tempo e volume devido à condução de calor pelo material. Esses materiais são usados, principalmente, em impressoras do tipo FFF (OLIVEIRA *et al*, 2020).

$$\rho = \left(\frac{dT}{dt} + (\vec{v} \cdot \nabla)T \right) = -\nabla q - (\vec{\tau} : \nabla \vec{v}) + \phi \quad (3)$$

As principais características de cada tipo de material, bem como a técnica de impressão referente e aplicações notórias, estão descritas no Quadro 03.

Quadro 3. Características dos tipos de processamento de materiais usados em impressão 3D.

Tipo de processamento	Característica	Impressora usada	Aplicações
Fotopolimerização	Materiais sensíveis ao emprego de feixes ópticos para iniciar a polimerização do objeto resultante.	SLA, IPLC	Objetos com alta velocidade de produção usados para aplicações onde não haja necessidade de grande resistência mecânica.
Fusão de pó	Material em formato de pó, formando o objeto resultante por derretimento obtido por emprego de feixe de alta potência.	SSL, FFE	Objetos com características mecânicas específicas, uma vez que são usados para composição de produtos metálicos.
Deposição por extrusão	Material sólido e compacto é derretido e depositado em camadas sobre uma plataforma para, após o resfriamento, se solidificar.	FFF	Objetos com maior diversidade de componentes, aplicados especialmente na área médica por possuírem propriedade biocompatível.

Fonte: Adaptado de Wallin *et al*, 2017; Trudeau *et al*, 2018; Lunetto *et al*, 2020; Bloomquist *et al*, 2018; Oliveira *et al*, 2020.

2.3. Biopolímeros

Por definição, os biopolímeros se destacam frente aos polímeros convencionais por serem produzidos por sistemas biológicos (e.g. ácido desoxirribonucleico) ou sintetizados de forma a apresentarem comportamento biocompatível, ou seja, tolerável, inerte ou bioativo quando em contato com um sistema biológico. O emprego de carboidratos e proteínas conferem maior biodegradabilidade aos polímeros sintéticos. Assim também, os biopolímeros são compostos basicamente de cadeias poliméricas originadas a partir de fontes neutras de carbono. Em termos gerais, as propriedades físico-químicas dos biopolímeros são definidas pela formação de seus monômeros, constituídos, sumariamente, de carbono, oxigênio, hidrogênio e nitrogênio; grau de polimerização; e ordenamento das matrizes. Suas propriedades se enquadram em três categorias: relativas, de síntese e componentes (OSBORN *et al*, 2018; GUVENDIREN *et al*, 2016).

As propriedades relativas são aquelas inerentes ao material, como densidade, temperaturas de transição, solubilidade e transparência. A densidade do material possui impacto na sua biodegradabilidade. Observa-se que ela é maior para polímeros biodegradáveis e menor para aqueles obtidos a partir de fontes de petróleo. As temperaturas de transição e solubilidade do biopolímero possuem relação com sua cristalinidade. Maiores temperaturas de transição (e.g. vítrea e de fusão) e maiores resistências à dissolução são observadas em materiais mais cristalinos. Tais aspectos afetam diretamente as propriedades de síntese do material, analisadas durante a sua polimerização ou processamento de manufatura aditiva ou subtrativa. A transparência do biopolímero é atrelada ao arranjo de sua matriz. O arranjo matricial dos

polímeros, naturalmente vinculado à sua cristalinidade, diz respeito ao espaçamento deixado entre suas moléculas para a passagem da luz visível. Caso o empacotamento da matriz deixe espaços inferiores ao comprimento de onda da luz visível, entre 400 nm e 700 nm tipicamente, a transparência do material é reduzida (GEORGE *et al*, 2020).

As propriedades de síntese dos biopolímeros estão vinculadas à etapa de produção do material. Assim, observam-se propriedades como viscosidade, fluxo de derretimento e módulo de elasticidade. Biopolímeros com alto peso molecular possuem módulo de elasticidade e resistência à tração aumentados. A elasticidade e a viscosidade são propriedades importantes para a configuração do tempo de processamento do material. Dessa forma, a exposição prolongada de alguns materiais a altas temperaturas, como é o caso dos poliácidos lácticos (PLA), levam à formação de lactídeos que reduzirão os valores de tais propriedades. As propriedades relativas do material estão conectadas com suas propriedades de síntese. Polímeros como o polipropileno se tornam mais maleáveis quando submetidos a altas temperaturas, dado o grau de liberdade de suas cadeias conferido pelo ordenamento de sua matriz. Por outro lado, materiais de matrizes mais intrincadas e compactadas, como o poliéster, apenas podem iniciar o processo de cura quando submetidos a condições de alta pressão e temperatura. A mesma relação do efeito dos aspectos intrínsecos do material em sua propriedade de síntese é vista quanto à molhabilidade. A molhabilidade é uma propriedade importante que permite a avaliação de comportamento hidrofóbico ou hidrofílico da superfície. Por exemplo, uma superfície homogênea de molhabilidade alta indica aplicação adequada do produto para aderência em meio biológico, como para adesão celular. Ademais, a criação de superfícies hidrofílicas é usualmente aplicável na área farmacológica para reduzir possíveis irritações da pele (GEORGE *et al*, 2020; LEE *et al*, 2020; RODRIGUES *et al*, 2020).

As propriedades componentes são o resultado da combinação das propriedades relativas e de síntese após o tratamento do material. Ou seja, são as propriedades resultantes do material em sua forma de produto, caracterizando e indicando suas possíveis aplicações. Por exemplo, as propriedades de cristalinidade (relativa) e hidrofobia (síntese) do material vão determinar seu comportamento quando exposto em meio aquoso, sendo esta uma característica componente. Quando um polímero é hidrolisável, como é o caso do poliéster alifático, costuma-se adicionar ao seu processo de síntese um polímero termoplástico distinto para aumentar a resistência do material resultante à umidade. Vê-se, portanto, que as propriedades do material final que ditarão sua aplicação são uma consequência da análise de suas propriedades originais

relativas e formas de tratamento de síntese durante seu processamento (GEORGE *et al*, 2020; LEE *et al*, 2020).

Para aplicações de manufatura aditiva, os biopolímeros são disponibilizados em formato de filamento, pó, solução e gel. Os formatos em filamento são os mais comumente empregados por apresentarem maior variedade de materiais com características físico-químicas distintas. Sobre o formato filamentosos, próprio para impressoras FFF, os materiais são caracterizados por seu diâmetro, normalmente de 1,75 mm; pela faixa de transição vítrea, que deve ser estreita para permitir a formação de material viscoso durante a extrusão e solidificação em pós-extrusão sem necessidade de grandes diferenças de temperaturas controladas (ΔT); e pelo módulo de elasticidade, tendo taxas de viscosidade abaixo de $5 \times 10^5 \text{ s}^{-1}$ para prevenção de obstruções no bico de extrusão (GUVENDIREN *et al*, 2016; JAMMALAMADAKA, 2018). Na manufatura aditiva por FFF, os biopolímeros mais empregados são o PLA, TPU, PETG e ABS (MEMARIAN *et al*, 2018; YADAV *et al*, 2020). Assim, esses materiais foram destacados nos textos subsequentes.

2.3.1. Poliacido láctico (PLA)

O PLA é um polímero biocompatível composto por moléculas de um ácido orgânico (ácido láctico) obtido a partir de fontes naturais, como milho e cana-de-açúcar. A estrutura do PLA é representada pela formação de dois isômeros ópticos, ácidos lácticos L e D, sendo um poliéster alifático hidrofóbico, tendo a fórmula molecular $(C_3H_4O_2)_n$. Suas primeiras aplicações na área médica datam do século 18, sendo portanto um dos primeiros a serem estudados para fins médicos, quando foi utilizado para recomposição mandibular de animais (TYLER *et al*, 2016). Devido à sua resistência a tensões ao redor de 50-70 MPa e módulo de elasticidade de 3,4 GPa, o PLA é um componente presente em sistemas ortopédicos invasivos, como implantes substitutos de meniscos, e não invasivos, como malhas de imobilização pós-fratura (TYLER *et al*, 2016; ELSAWY *et al*, 2017). Assim também, esse biopolímero altera sua conformação de modo mesomórfico a partir de 45 °C, atingindo a transição vítrea (T_g) aproximadamente em 55-60 °C. Para aplicações em impressão 3D para FFF, deve ser trabalhado a uma temperatura de 220 °C no bico de extrusão, ainda que seu ponto de viscosidade aconteça entre 150-160 °C, para derretimento adequado do material. A mesa de impressão deve estar aquecida em temperatura próxima à sua T_g , para evitar descolamento da peça (VALERGA *et al*, 2019).

As características de biodegradabilidade e reciclabilidade do PLA, associadas às suas propriedades físicas e estrutura química, tornam-no um dos polímeros mais utilizados para a área médica e de alimentos. Outra característica é sua degradação hidrolítica, que ocorre preferencialmente em suas regiões amorfas, tendo interferência do pH do meio. A taxa de degradação hidrolítica dos oligômeros ácidos D, L-lácticos acontece de forma mais acelerada em meio com pH mais ácido ou neutro, como 1,5 e 7,4, do que em pH intermediário como 4,5, quando expostos à temperatura de 65 °C. Essa degradação, em meio aquoso, ocorre por meio da clivagem de ligações de éster de sua estrutura, sendo o processo definido tanto pela constante de degradação, quanto pela quantidade de água absorvida, coeficiente de difusão dos fragmentos da cadeia em degradação e a solubilidade do material produto da degradação (ASGHARI *et al*, 2016; ELSAWY *et al*, 2017).

As aplicações de PLA em engenharia de tecidos e medicina ortopédica são notórios. Trabalhos anteriores apontam para a criação de hidroxapatita mineralizada em nanotubos de PLA revestidos com quitosana para promoção de regeneração óssea. Outro trabalho utilizou esferas de PLA difundidas em uma estrutura matricial de TPU para a produção de andaimes para substituição de cartilagem com propriedades mecânicas e rugosidade adequadas para que sejam utilizados em região ortopédica lesionada (ASGHARI *et al*, 2016). Ademais, é utilizado de forma não-invasiva para a composição de próteses para reabilitação de pacientes amputados, bem como para órteses, empregadas na imobilização de articulações de membros inferiores e superiores (PELAEZ *et al*, 2018; TYLER *et al*, 2016). As técnicas empregadas para imobilização e regeneração de fraturas ósseas, objetos de interesse desse trabalho, serão discutidas em seções posteriores.

2.3.2. Poliuretano termoplástico (TPU)

O TPU é um polímero constituído de cadeias de meros orgânicos característico por sua flexibilidade, o que o torna muito utilizado globalmente na produção de espumas. O TPU possui segmentos rígidos de isocianatos ($-N=C=O$) e segmentos flexíveis de polióis, sendo estes compostos por grupos hidroxila ($-OH$), tipicamente de poliéster ou poliéter. Possui alta biocompatibilidade e resistência à abrasão, sendo estas características importantes para sua vasta aplicação em dispositivos médicos e aparatos de suporte clínico. Dada sua alta ductilidade e flexibilidade, suas propriedades mecânicas estão intrinsecamente relacionadas à sua geometria. Especialmente para objetos produzidos por manufatura aditiva, a orientação de suas camadas impacta em seus parâmetros de resposta. A manufatura em camadas paralelas de TPU

(-0°/0°) levam a melhores respostas mecânicas e aos mais altos níveis de anisotropia. Assim, o TPU pode apresentar respostas distintas de resistência à tração de 3,69-40,0 MPa e o módulo de elasticidade de filamentos próprios para impressão é de aproximadamente 150 MPa. Sua T_g acontece a temperaturas tidas como frias, podendo ocorrer em valores próximos de -26 °C. Isso justifica seu comportamento flexível e ocorre por conta da combinação de segmentos elastoméricos com segmentos rígidos associados por ligações intramoleculares de hidrogênio (DATTA *et al*, 2017; YUAN *et al*, 2016). Todavia, para fins de manufatura aditiva, sua T_g é considerada para valores entre 70-79 °C, pois é a partir dessa temperatura que a recombinação dos segmentos ocorre de forma plástica. Adicionalmente, a temperatura de extrusão recomendada é de 225 °C, ainda que seu processo de derretimento se inicie ao redor de 160 °C (LIN *et al*, 2020; XU *et al*, 2020).

O uso do TPU em manufatura aditiva deve considerar a densidade de empacotamento das camadas. A densidade de empacotamento é inversamente proporcional à espessura das camadas e diretamente proporcional à sua resistência à tração. Assim, impressões de TPU usando impressora de FFF com espessura de camada de 0,4 mm levam a uma densidade de empacotamento ao redor de 0,888 g.cm⁻³ e a uma resistência à tração inferior a 17 MPa, enquanto que para uma espessura de 0,2 mm, a densidade é de aproximadamente 1,119 g.cm⁻³ e a resistência à tração, de 35 MPa. Dessa forma, observa-se que os parâmetros de manufatura do TPU interferem diretamente em suas propriedades (KIM *et al*, 2020; MATHEW *et al*, 2019).

O TPU, sendo um polímero de alta biocompatibilidade e flexibilidade, é considerado como substituto de diversos materiais biomédicos implantáveis ou não implantáveis. O uso de nanocompósito de poli(dimetilsiloxano)/poli(óxido de hexametileno) à base de TPU mostrou-se potencial para substituir elastômeros de silicone usados em procedimentos médicos implantáveis. Assim também, o TPU pode ser usado em revestimentos biomédicos para recuperação de hematomas ou feridas, sendo possível ser modelado a partir de temperatura próxima a do corpo humano. O desenvolvimento de malhas de TPU e PLA de baixo peso molecular (i.e. 1000 g/mol) mostrou-se promissor para tais aplicações, não tendo sido observada a liberação de partículas tóxicas quando em contato com sistemas biológicos (OSMAN *et al*, 2019; BOYACIOGLU *et al*, 2020).

2.3.3. Polietireno tereftalato de etileno glicol (PETG)

O PETG é um polímero termoplástico, similar ao polietireno tereftalato (PET), resistente e durável, sendo, portanto, largamente empregado para produção de acessórios hospitalares e recipientes. É um polímero semicristalino obtido a partir da substituição do etileno glicol presente no PET por grupos 1,4-ciclohexanodimetanol (CHDM), formando o etilenoglicol-co-1,4-ciclohexanodimetanol tereftalato. Torna-se essencialmente amorfo quando os grupos CHDM contidos no material estão em uma faixa entre 32-62%. Ademais, é caracterizado pelas resistências à tração, química, ao impacto e risco, além da transparência. É um polímero com propriedade biocompatível, ainda que seja encontrado comercialmente com aditivos (impurezas) colocados na síntese que o tornam não biocompatíveis. Suas características o popularizaram para uso extensivo em embalagens alimentícias (SANTANA *et al*, 2018; CHEN *et al*, 2016).

Sua resistência à tração está entre 36,7-51,0 MPa e seu módulo de elasticidade ao redor de 2,2 GPa. Sua T_g está estabelecida como próxima de 80 °C. Para aplicações em impressoras 3D, é comumente encontrado na forma de filamento e o bico de extrusão deve aquecer o material a temperaturas entre 230-250 °C para que atinja o ponto de derretimento. A mesa de impressão deve ser configurada a uma temperatura entre 60-80 °C para evitar descolamento da base do material. Quando impresso, sua rugosidade de superfície reduz à medida que se aumenta a densidade de impressão. Com densidade de impressão em 100%, sua rugosidade mínima observada é de aproximadamente 2,86 μm . Ainda que seja um polímero reciclável, não é considerado biodegradável (SRINIVASAN *et al*, 2020; BHANDARI *et al*, 2019).

As aplicações biomédicas de PETG se destinam, principalmente, para as áreas de alimentos, ortopedia e biossensores. Dispositivos microfluídicos de PETG com eletrodos de filme de ouro embarcados são usados para detecção de analitos biológicos e químicos, incluindo íons de oxidação-redução, como $((\text{Fe}(\text{CN})_6)^{3-/4-})$, e compostos orgânicos de oxidação-redução, como dopamina (REDAELI *et al*, 2020). O PETG também é empregado, ainda que de forma menos comum que o PLA, no desenvolvimento de acessórios ortopédicos. Um aparelho para tratamento de escoliose feito de PETG por Cui *et al* (2020) foi confeccionado e suas propriedades mecânicas foram comparadas com os materiais de referência, sendo eles o polietileno e o polipropileno. Não foram observadas variações significativas no módulo de elasticidade e resistência à tração do PETG, bem como não foram reportados desconfortos ou inadequações de uso pelos usuários. Assim, o PETG foi considerado adequado para tal

aplicação (CUI *et al*, 2020). Embalagens de PETG são amplamente utilizadas para conservação de alimentos, notadamente por seu comportamento termodinâmico e transparência. Todavia, aditivos químicos utilizados durante a síntese do polímero devem ser avaliados para evitar a liberação de partículas tóxicas em decorrência de atrito ou aquecimento (BRENZ *et al*, 2020).

2.3.4. Acrilonitrila butadieno estireno (ABS)

O ABS é um polímero termoplástico amorfo, composto de três monômeros: acrilonitrila (C_3H_3N), butadieno (C_4H_6) e estireno (C_8H_8). É identificado por propriedades como alta rigidez, resistência a impacto, abrasão e deformação, bem como por ser mecanicamente forte, durável e estável ao longo do tempo. No entanto, apresenta baixa resistência química. Uma vez que resiste a choques mecânicos e temperaturas mais altas para polímeros termoplásticos, é empregado na área automotiva, construção civil e aparelhos biomédicos. Na área médica, dadas suas características, é amplamente usado em dispositivos médicos de operação pneumática ou hidráulica, como equipamentos respiratórios e de infusão. Suas propriedades mecânicas incluem resistência à tração entre 31,9-51,2 MPa e módulo de elasticidade ao redor de 2,49 GPa. A T_g do ABS é resultado de duas transições, sendo a primeira relacionada às cadeias de polibutadieno, que realizam a transição vítrea ao redor de 82 °C, e a segunda, ao copolímero acrilonitrila-estireno enxertado sobre o butadieno, que transita ao redor de 105-115 °C. O polímero deve ser aquecido entre 230-270 °C para que possa ser usado na manufatura aditiva. A mesa de impressão deve estar a uma temperatura entre 60-80 °C (CHOHAN *et al*, 2020; SAMYKANO *et al*, 2019).

O processo de impressão 3D do ABS é caracterizado pela produção de superfícies de objetos lisas e de bom acabamento. No entanto, o material apresenta porcentagens consideráveis de porosidade de suas camadas, entre 6,08% e 10,33 %. Ressalta-se que maiores porosidades acarretam em menores propriedades mecânicas. Por exemplo, uma amostra de ABS com porosidade de 10,33% tem uma redução de aproximadamente 23,5% na sua resistência à tração quando comparado com uma amostra com 6,08% de porosidade (SAMYKANO *et al*, 2019). Não obstante, a alta rigidez e o alto módulo de ruptura do material se mantêm preservados mesmo quando o ABS é posto em um ambiente adverso, como quando exposto a radiação UV por longos períodos (até 1200 horas) (AFSHAR *et al*, 2020).

Na área médica, o ABS é empregado tanto na estrutura de equipamentos médicos pneumáticos e hidráulicos, quanto em aplicações de imagens clínicas. Na área de tomografia

computadorizada (CT), o uso de *phantoms* é fundamental para avaliação de precisão das imagens radiológicas geradas. Os *phantoms* são peças de dimensões e de densidade conhecidas usadas para avaliar a qualidade das imagens geradas pela CT. O ABS é usado nessa aplicação e manufaturado com espessuras distintas de suas camadas. As variações de espessura, estabelecidas a partir da unidade de Hounsfield, podem representar imagens compatíveis com estruturas anatômicas, desde artérias coronárias a curvaturas vertebrais. Assim, o *phantom* colocado dentro do tubo de radiação do CT deverá gerar imagens de qualidade e formato padrões. O desvio desses padrões representa falhas em alguma das partes da CT (CHOHAN *et al*, 2020; STEPNIAK *et al*, 2020). A Tabela 1 traz uma compilação da descrição e parâmetros de cada polímero.

Tabela 1. Características dos biopolímeros termoplásticos compatíveis com impressoras 3D.

Polímero	Características	Parâmetros técnicos
PLA	Polímero termoplástico composto de moléculas de ácido láctico, formado a partir de isômeros ópticos. Biodegradável e reciclável, amplamente usado na área médica e alimentícia (embalagens).	<ul style="list-style-type: none"> • Resistência à tensão: 50,00-70,00 MPa • Módulo de elasticidade: 3,40 GPa • T_g típica: 55-60 °C • Temperatura de extrusão: > 160 °C
TPU	Polímero termoplástico formado por segmentos rígidos de isocinatos e segmentos flexíveis de polióis. Apresenta alta biocompatibilidade e flexibilidade. Usado na área médica, principalmente, para sistemas implantáveis e revestimentos.	<ul style="list-style-type: none"> • Resistência à tensão: 3,69-40,00 MPa • Módulo de elasticidade: 150,00 MPa • T_g típica: ~ -26 °C, manufatura: 70-79 °C • Temperatura de extrusão: > 160 °C
PETG	Polímero termoplástico polimerizado com grupos 1,4-ciclohexanodimetanol. Biocompatível. Resistente à tração e caracterizado por alta transparência. Usado, especialmente, para embalagens alimentícias.	<ul style="list-style-type: none"> • Resistência à tensão: 36,70-51,00 MPa • Módulo de elasticidade: 2,20 GPa • T_g típica: 55-60 °C • Temperatura de extrusão: 230-250 °C
ABS	Polímero termoplástico composto de três meros: acrilonitrila, butadieno e estireno. Possui alta resistência mecânica, abrasão, durabilidade e baixa resistência química. Usado para peças e aparatos empregados na área médica.	<ul style="list-style-type: none"> • Resistência à tensão: 31,90-51,20 MPa • Módulo de elasticidade: 2,49 GPa • T_g típica: 105-115 °C • Temperatura de extrusão: 230-270 °C

Fonte: Valerga *et al*, 2019; Lin *et al*, 2020; Srinivasan *et al*, 2020; Chohan *et al*, 2020.

2.4. Impressão 4D e memória de forma

O avanço das técnicas de manufatura aditiva levou a investigações acerca de materiais que pudessem ser modelados ou adaptados após sua fabricação. Essa possibilidade técnica confere aos materiais impressos vantagem produtiva, de segurança e integração frente a materiais que não conseguem ser ajustados posteriormente. Dessa forma, acrescenta-se a mudança morfológica do material impresso ao longo do tempo como parâmetro de produção.

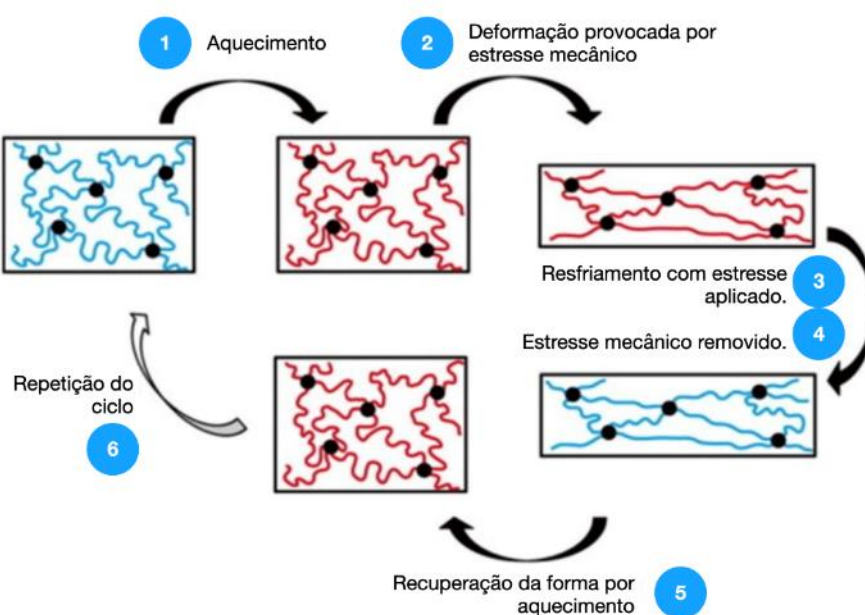
A inclusão desse aspecto fez surgir o termo impressão quadridimensional (4D). A impressão 4D representa a capacidade de um material produzido por manufatura aditiva responder a um ou mais estímulos externos gerando alteração de sua forma ao longo do tempo. Ou seja, o material possui a propriedade de alterar suas dimensões depois de impresso quando submetido, por tempos específicos, a estímulos tais quais variações de temperatura, exposição à luz, campo magnético, variações de pH do meio, eletricidade, umidade e reagentes químicos. Técnicas de impressão 4D têm sido aplicadas largamente na área de engenharia de tecidos e reabilitação, liberação de fármacos, robótica e nanotecnologia. Tal propriedade dos materiais é conhecida como memória de forma (SCHWARTZ *et al*, 2019; ZHANG *et al*, 2021).

Os materiais empregados na impressão 4D são, majoritariamente, sintéticos. Estes, por sua vez, foram mimetizados a partir da reação morfológica de componentes naturais. Encontra-se na natureza plantas que mudam de forma a partir da umidade ambiente ou da liberação de iniciadores bioquímicos. Assim também, a pele de alguns animais, especialmente aquáticos, pode mudar de espessura por conta de variações de temperatura ou pH do meio. Assim, a propriedade de memória de forma de um material a partir de um estímulo foi estudada em polímeros, metais e cerâmicas. Os polímeros são os que apresentam maiores vantagens quando comparados aos demais, pois possuem melhores taxas de recuperação de deformação, de até 400% em relação aos metais e cerâmicas; apresentam memória de forma a mais tipos de estímulos; e são mais facilmente impressos sem perda de sua capacidade de adequação morfológica (YANG *et al*, 2017; LEE *et al*, 2017).

A memória de forma dos materiais é explicada pela presença de duas zonas distintas na estrutura do material. Uma zona é representada por um maior ordenamento na ligação das moléculas. A segunda é mais amorfa, possuindo moléculas de ligação entre as cadeias pertencentes à primeira zona. Assim, quando o material é exposto a um estímulo do qual é sensível, como a temperatura, e depois deformado mecanicamente, a primeira zona reage à tensão de forma elástica, enquanto a segunda zona modifica sua dimensão efetivamente. Nesse caso, a temperatura deve ser superior à T_g do material para que as cadeias da segunda zona mudem de posição. Após a aplicação do estímulo e deformação, a nova forma do material é estabilizada com ele sendo mantido em repouso e resfriado. Essa nova forma possui alto estado energético, porque a orientação das cadeias do material diminui a sua entropia. Todavia, a rigidez das cadeias após resfriadas evitam que o material retorne ao estado menos energético da forma original. Dessa forma, quando o material é submetido novamente a uma temperatura superior à sua T_g , as moléculas de ligação da segunda zona reagem a movimentos de micro-

Brownian, liberando energia e retornando a sua conformação original sem a necessidade da aplicação de tensão mecânica. O material, portanto, volta parcialmente ou completamente a sua forma primária (HASAN *et al*, 2016). A Figura 13 representa os eventos moleculares relativos à propriedade de forma do material.

Figura 13. Esquema de representação da propriedade de memória de forma de material estimulado por temperatura em ordem sequencial dos eventos, desde o aquecimento e deformação molecular provocada por estresse mecânico até a reconstituição da forma após aplicação de temperatura e repetição do ciclo.



Fonte: Adaptado de Hasan *et al*, 2016.

A propriedade de memória de forma do material sofre interferências do processo de manufatura pelo qual ele é submetido e pela orientação de suas camadas. Além disso, a aplicação de tensão próxima ao ponto de ruptura do material reduz a possibilidade de ele retornar à forma original quando estimulado. A aplicação de estímulo acima do limiar de reversibilidade também pode reorientar as cadeias do material de forma que não consigam mais se reorganizar na forma primária. No caso dos polímeros termoplásticos usados em impressão 3D, os principais estímulos empregados são temperatura e óptica (EHRMANN *et al*, 2021). Verifica-se no caso do estímulo pela aplicação de temperatura que valores superiores à T_g do polímero e próximos à sua T_m impedem que as transições de retorno de forma aconteçam. Por exemplo, a aplicação de temperaturas próximas ou superiores a 100 °C deve ser evitada para polímeros com T_g inferiores, como para o PLA, TPU e PETG, pois pode tornar o material menos susceptível à reorientação à forma original (GRIGORE *et al*, 2017).

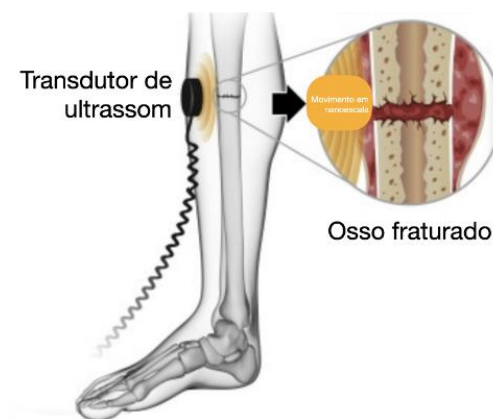
2.5. Dispositivos de estimulação da regeneração óssea

A proposição de novas técnicas para confecção de órteses representa um avanço no tratamento de pacientes após a ocorrência de uma fratura. No entanto, seu potencial é limitado pela característica inerte da maioria dos materiais, especialmente dos não invasivos. Esses materiais possuem pouca ou nenhuma influência direta na produção de osteoblastos e osteoclastos, importantes para o processo de regeneração óssea (osteogênese). Essa produção, no entanto, pode ser acelerada por meio de estímulos externos. Os estímulos mais aplicados para a regeneração óssea são mecânicos ou eletromagnéticos (BHAVSAR *et al*, 2020). Os estímulos mecânicos são aqueles que provocam vibração dos tecidos biológicos. Comumente, emprega-se a técnica de ultrassom para essa finalidade por meio de transdutores piezoelétricos. Tais transdutores são capazes de converter energia elétrica em vibração mecânica ou vice-versa. Para tanto, são formados por materiais cristalinos assimétricos. A molécula assimétrica provoca desestabilização do cristal quando energizada, movendo-se entre os polos da estrutura molecular e fazendo-o vibrar em frequências específicas. A frequência de operação do ultrassom para regeneração óssea comumente varia entre 1 e 5 MHz, com intensidades aplicadas entre 2 e 3000 mW/cm², sendo usado de 5 a 60 min por dia. Os transdutores piezoelétricos são compostos por uma porção de material cerâmico (e.g. peróxido de cálcio) e outra de material metálico (e.g. titânio) (LAI *et al*, 2021).

A vibração mecânica provocada pelo ultrassom leva ao efeito térmico e não-térmico na região lesionada. O efeito térmico ocorre por atrito das moléculas em vibração que elevam a temperatura local e aumentam o fluxo sanguíneo e flexibilidade das estruturas colágenas presentes. Quanto ao efeito não-térmico, a vibração mecânica gerada faz com que os íons transitem pela membrana citoplasmática das células com mais facilidade, acelerando o metabolismo celular. Trabalho de pesquisa anterior aponta que o efeito do ultrassom para regeneração óssea é positivo, mas limitado. É possível identificar redução no tempo de cicatrização e crescimento de calo ósseo, tanto para tratamentos recentes quanto tardios, em 67% dos casos. No entanto, seu efeito terapêutico é ineficiente para fratura escafoide, para união de fratura posterior de tornozelo, para inflamações nos tendões e possui menor eficiência quando comparado com a estimulação eletromagnética para fraturas não unidas, ou seja, aquelas que possuem maiores cisões das extremidades ósseas (BAWALE *et al*, 2020). Neste último caso, a aplicação de estimulação eletromagnética mostrou-se relevante entre 70-98% dos estudos de redução no tempo de recuperação de fraturas não unidas, enquanto a aplicação

de ultrassom apresenta resultados positivos entre 38-50% dos casos (LAI *et al*, 2021). A Figura 14 é uma ilustração do uso de ultrassom para regeneração de fratura óssea.

Figura 14. Aplicação de ultrassom por meio de transdutor piezoelétrico para movimentação em nanoescala da região da fratura.



Fonte: Adaptado de Harrison *et al*, 2017.

A estimulação eletromagnética funcional (EES), usada na área da saúde, é aquela em que um circuito gerador de tensão e corrente elétricas transmite essa energia para um transdutor que a dissipa sobre o tecido biológico ou a converte em campo eletromagnético. Os efeitos terapêuticos da EES têm sido observados desde 1953, quando foi verificado que o tempo de recuperação de fratura óssea reduziu significativamente após o posicionamento sobre a região lesionada de agulhas metálicas aplicando descargas elétricas de baixa intensidade. Os principais mecanismos ativados pela aplicação da EES para a regeneração óssea são: proliferação e diferenciação de células-tronco mesenquimais, que são as células capazes de se diferenciar em outras células funcionais, como os osteoblastos; e estimulação da regulação de proteínas ósseas morfogenéticas via produção de cálcio-calmodulina (fatores de crescimento ósseo), fosfolipase A₂ (enzimas para fragmentação de ácidos graxos), síntese de prostaglandina E₂ (regulação de tônus muscular) e outros componentes que contribuem para a cicatrização e formação de calo ósseo (FONSECA *et al*, 2018; MASSARI *et al*, 2019).

A EES pode ocorrer de forma invasiva, semi-invasiva ou não-invasiva. A estimulação invasiva ocorre por meio da implantação de um dispositivo eletroestimulador via acesso cirúrgico na região da fratura. Nesse caso, o cátodo (polo negativo) do eletroestimulador é posicionado sobre o osso fraturado e o ânodo (polo positivo) sobre tecido mole adjacente. Assim, o fluxo da corrente elétrica, tipicamente entre 5 μ A e 20 μ A, ocorre no sentido cátodo \rightarrow ânodo. Por isso, a técnica invasiva também é conhecida como eletroestimulação por corrente

direta. O dispositivo implantado permanece na região por, normalmente, entre 6 e 9 meses e é retirado por novo procedimento cirúrgico. Essa aplicação possui como vantagem o fornecimento contínuo e controlado de energia elétrica na região da fratura, sem necessidade de intervenção do paciente. Como desvantagem, possui os riscos inerentes da implantação de materiais no corpo, como resposta inflamatória e infecções, bem como os riscos envolvidos na necessidade de duplo procedimento cirúrgico para implante e retirada do estimulador (FONSECA *et al*, 2018; KHALIFEH *et al*, 2018).

A estimulação semi-invasiva ocorre pela inserção do cátodo de forma percutânea sobre o osso fraturado, enquanto o ânodo é posicionado sobre a pele. O processo de aplicação de energia elétrica é similar à forma invasiva, possuindo parâmetros compatíveis. No entanto, observa-se como vantagens a redução no risco de infecções de tecidos profundos, desconforto do paciente e complicações oriundas dos procedimentos cirúrgicos de maior acesso. Como desvantagem, o uso de dispositivos semi-invasivos pode causar infecções cutâneas, o tempo de regeneração óssea prolongado e, de forma mais rara, a ocorrência de osteomielite (KHALIFEH *et al*, 2018).

Por fim, a estimulação não-invasiva ocorre por meio da aplicação de estímulo elétrico, na forma de campo eletromagnético, de maneira completamente externa. Ou seja, não há necessidade de qualquer procedimento cirúrgico para inserção do eletroestimulador, sendo essa uma de suas principais vantagens. Como desvantagem está a necessidade da ação do paciente para que o sistema seja efetivo e dificuldade de posicionamento do equipamento sobre ponto clinicamente ideal da fratura. Tais estimuladores são subdivididos em duas categorias: acoplamento capacitivo e acoplamento indutivo.

O acoplamento capacitivo ocorre pelo posicionamento sobre a pele de duas chapas metálicas em sentidos opostos do membro ou área lesionada. As duas chapas são energizadas por um gerador de corrente elétrica contínua ou alternada que fazem da área biológica lesionada o dielétrico do sistema. Ou seja, a área pela qual será aplicado o campo elétrico gerado pelas chapas energizadas. A tensão elétrica aplicada varia de 3,0 a 10,0 V e a frequência para sinais alternados é de, aproximadamente, 60 KHz. Por esse método, a estimulação comumente deve ocorrer 24h por dia durante todo o processo de recuperação da lesão fraturada (BHAVSAR *et al*, 2020; KHALIFEH *et al*, 2018). Dispositivos com recurso de eletroestimulação por acoplamento capacitivo já são encontrados no mercado, como é o caso do modelo SpinalPak® *Non-invasive Spine Fusion Stimulator System*, da Zimmer Biomet. Ressalta-se que o fabricante

alerta sobre a necessidade de posicionamento preciso das placas sobre a região da fratura e riscos com atividades cotidianas, como contato do equipamento com água (BIOMET, 2009). Dado seu uso contínuo (24h), essas características se apresentam como desvantagens relevantes do sistema.

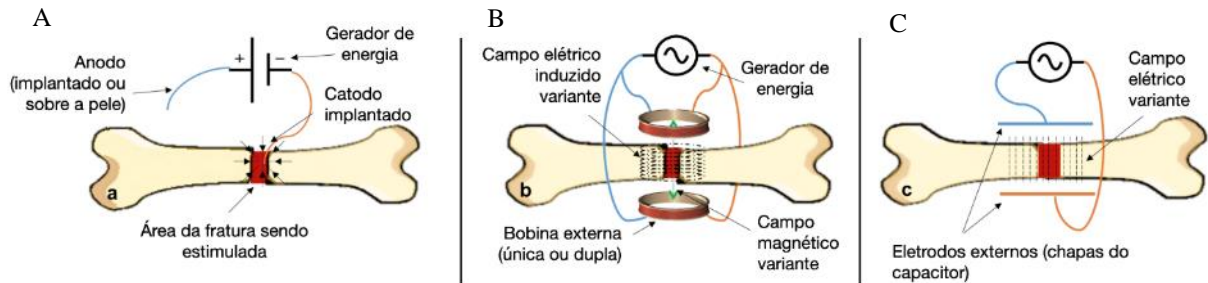
O acoplamento indutivo se refere à aplicação de um campo eletromagnético sobre a pele da região da fratura criado por um gerador de sinais conectado a um ou dois transdutores metálicos. Os transdutores são produzidos no formato de bobinas. Em termos práticos, projetos de bobinas transdutoras para dispositivos de eletroestimulação são feitos considerando enrolamentos de fios condutores sobre um aparato central de 266 a 500 volts (CAI *et al*, 2020). De acordo com a lei de Faraday, a corrente elétrica passante na bobina faz com que se manifeste o campo magnético, compondo o sinal eletromagnético. Assim também, Tesla estabeleceu a relação entre a corrente e a intensidade de campo por meio da formulação matemática mostrada na Equação 4, onde B é a intensidade do campo magnético dada em Tesla (T), μ é a permeabilidade magnética (T.m/A), I é a corrente elétrica (A), n é o número de voltas do enrolamento e r é o raio da bobina (YOKOUCHI *et al*, 2020).

$$B = (n.\mu.I)/2r \quad (4)$$

Ressalta-se que a conversão de energia não é perfeita. De acordo com o proposto por Joule, a superfície externa do condutor concentra a maior quantidade de cargas da corrente elétrica. Assim, o fio condutor da bobina tende a oferecer maior resistência à passagem de corrente elétrica quanto menor for seu diâmetro. Essa maior resistência faz com que parte da energia elétrica seja dissipada em energia térmica (SHAMSHUDDIN *et al*, 2020; KANNAN *et al*, 2019).

Assim exposto, uma vez gerado o campo eletromagnético, ele é capaz atravessar as camadas de tecidos biológicos, de acordo com a permeabilidade magnética e elétrica de cada um deles, induzindo o processo osteogênico na região da fratura. Seu tempo de aplicação diária sobre a fratura do paciente varia de acordo com o método de construção do eletroestimulador. Os dois principais métodos são: Campo Eletromagnético Pulsado (CEPu) e Campo Magnético Controlado (CMC) (KHALIFEH *et al*, 2018). A Figura 15 é uma ilustração esquematizada das formas de eletroestimulação detalhadas nesse trabalho.

Figura 15. Esquematisação das formas de eletroestimulação, onde (a) representa o modo invasivo ou semi-invasivo de aplicação de corrente direta, (b) o modo não invasivo de acoplamento indutivo com uma ou duas bobinas e (c) o modo não invasivo de acoplamento capacitivo.



Fonte: Adaptado de Jawad *et al.*, 2018.

2.5.1 Comparação entre acoplamento indutivo do tipo CEPu e CMC

A eletroestimulação por acoplamento indutivo do tipo CEPu é feita pelo posicionamento de bobinas ao redor da área fraturada conectadas a um gerador único de corrente elétrica, normalmente alternada. A passagem de corrente pela bobina gera o campo elétrico e, conseqüentemente, o campo magnético que irá produzir efeito secundário sobre o processo osteogênico. O CMC também utiliza um ou dois transdutores no formato de bobina. Todavia, difere-se do CEPu por produzir campo magnético controlado e variante no tempo sobreposto por um campo magnético discreto e contínuo no tempo. Ou seja, dois campos magnéticos são gerados simultaneamente, sendo que o campo alternado opera concomitantemente ao campo contínuo (CHEANEY *et al.*, 2020; CAI *et al.*, 2020).

Os parâmetros considerados ideais para aceleração da recuperação óssea ainda são tratados de forma difusa na literatura (CHEANEY *et al.*, 2020; CAI *et al.*, 2020; EHNERT *et al.*, 2019; NUNES *et al.*, 2020). Recentes revisões bibliográficas apontam a diversidade de técnicas, formas de aplicação e quadros clínicos como um obstáculo para o mapeamento e definição de tais parâmetros ideais. Não obstante, os parâmetros mais recorrentemente identificados em trabalhos de eletroestimulação ortopédica com resposta positiva para a osteogênese, indicam que o CEPu é aplicado com frequências entre 15 Hz e 5 KHz, com campo magnético secundário gerado de 0,3 mT a 6,0 mT e por tempos de 2h a 16h por dia. O CMC é uma técnica mais recente e, portanto, possui uma variação de parâmetros menor para uma amostragem igualmente menor de trabalhos publicados. Sua frequência de operação típica é de 76,6 Hz, com campo magnético alternado de 40 μ T, podendo variar de 20 μ T a 60 μ T, e campo magnético contínuo sobreposto de 20 μ T, podendo variar de 18 μ T a 22 μ T. O CMC demanda 30 minutos

por dia de aplicação, sendo um tempo substancialmente menor que para as demais técnicas (CHEANEY *et al*, 2020; CAI *et al*, 2020; EHNERT *et al*, 2019; NUNES *et al*, 2020).

Ambos possuem produtos comerciais relacionados. A empresa americana Zimmer Biomet produz o modelo EBI *Bone Healing System* que, assim como o modelo PhysioStim da empresa italiana Orthofix, aplica técnicas de CEPu (BIOMET, 2021; ORTHOFIX, 2021). A empresa americana DJO Global Inc. utiliza a técnica de CMC em seu modelo SpinaLogic *Bone Growth Stimulator* (DJO GLOBAL, 2021). Os modelos comerciais de ambas as técnicas são encontrados com dimensões similares, que variam de 15 x 20 x 4 cm a 28 x 31 x 4 cm, com massa entre 400 g e 900 g. Dadas as dimensões dos equipamentos, ainda que alguns modelos possuam formato ergométrico, não são recomendados ou praticáveis para uso em atividades cotidianas (BIOMET, 2021; ORTHOFIX, 2021; DJO GLOBAL, 2021).

2.5.2. Obstáculos ao emprego das técnicas de estimulação

O emprego das técnicas de eletroestimulação para a recuperação de fraturas ósseas mostra resultados promissores em diversos trabalhos de pesquisa. No entanto, a incorporação disseminada dessas tecnologias em tratamentos ortopédicos ainda é limitada. Bhavsar *et al.* (2020) fizeram uma pesquisa para identificar as principais causas que impõem obstáculos ao uso desses sistemas. A revisão de 141 trabalhos científicos revelou que em 73% dos estudos o emprego de eletroestimulação apresentou benefícios superiores aos outros grupos avaliados, como grupos de controle e grupos submetidos a outras técnicas (e.g. estimulações mecânicas). Os autores mapearam três razões principais para as restrições ao uso amplo dos eletroestimuladores: alto custo, resultados de difícil comparação e uso impraticável da tecnologia.

Com relação aos custos, os dispositivos presentes no mercado possuem valores superiores às técnicas conservadoras de recuperação, como o uso exclusivo de imobilizadores. Assim também, a aquisição dos dispositivos para uso não superior a 9 meses normalmente não prevê regras e incentivos para aluguel e retorno posterior dos equipamentos. Dessa forma, inibe a aquisição pelo paciente. Com relação aos resultados, os autores identificaram que as muitas formas de aplicar as técnicas invasivas, semi-invasivas e não-invasivas, bem como suas subdivisões, como os acoplamentos capacitivo e indutivo, dificultam a comparação. Ademais, os trabalhos são direcionados a estruturas ósseas distintas e a variações consideráveis de fraturas. Ou seja, o uso de uma técnica de eletroestimulação com melhor resultado para um osso, não garante a mesma correspondência de benefício para outro osso ou mesmo para outro

formato de fratura. A terceira razão está relacionada à adesão do usuário ao tratamento. Enquanto que eletroestimuladores invasivos ou semi-invasivos são preteridos pelo risco cirúrgico, os modelos não invasivos demandam ação contínua do usuário. Alguns modelos exigem uso da tecnologia de 2h a 24h de forma contínua. Outrossim, modelos que exigem menor tempo, como por acoplamento indutivo tipo CMC (i.e., 30 min/dia), requerem um posicionamento preciso das bobinas de estimulação sobre o local da fratura. Essa necessidade de participação ativa do paciente leva à redução da eficiência do tratamento (BHAVSAR *et al*, 2020).

A Tabela 2 é uma compilação das informações relacionadas às diferentes técnicas de estimulação em regeneração de fraturas ósseas de forma que se possa identificar as características principais, tempo mínimo de utilização e riscos.

Tabela 2. Resumo das técnicas de estimulação (mecânicas e elétricas) com parâmetros principais de estímulo, tempos de aplicação usados durante o tratamento, características do princípio de funcionamento e riscos relativos à utilização

Técnicas	Parâmetros	Tempos	Características	Riscos
Mecânica (ultrassom)	Freq: 1-5 MHz Potência: 2-3000 mW/cm ²	5-60 min/dia	Transdutor piezoelétrico é energizado para gerar vibração mecânica sobre a fratura	Menor eficiência para fraturas não unidas, em regiões articuladas (tornozelo e escafoide)
EES Corrente Direta (invasivo)	Corrente: 5-20 uA	24h/dia	Eletroestimulador posicionado sobre a fratura por procedimento cirúrgico	Infecções, inflamações, duplo procedimento cirúrgico
EES emi-invasiva	Corrente: 5-20 uA	24h/dia	Corrente elétrica direta com catodo percutâneo e anodo superficial	Infecção cutânea, osteomielite (rara)
EES Acoplamento Capacitivo	Freq: 60 KHz Tensão: 3-10 V	24h/dia	Placas aplicam campo elétrico sobre a pele ao redor da região da fratura	Longo tempo de uso, atividades cotidianas (contato com água), posicionamento indevido
EES Acoplamento Indutivo CEPu	Freq: 15-5000 Hz Campo: 0,3-6,0 mT	2-16h/dia	Bobinas aplicam campo elétrico por corrente alternada sobre a fratura	Longo tempo de uso, grandes dimensões em modelos comerciais
EES Acoplamento Indutivo CMC	Freq: 76,6 Hz Campo (alternado): 20-60 μ T, típico em 40 μ T. Campo (contínuo): 18-22 μ T, típico em 20 μ T.	30 min/dia	Bobinas aplicam campo magnético alternado sobreposto ao campo magnético contínuo sobre a fratura	Necessidade de posicionamento preciso, grandes dimensões em modelos comerciais

Fonte: Adaptado de Bhavsar *et al*, 2019; Massari *et al*, 2019; Jawad *et al*, 2018.

2.5.3. Aspectos de projeto de geradores de campo magnético

A geração de campos magnéticos a partir da produção de corrente elétrica implica na observância de alguns requisitos de projeto típicos. Os sistemas em geral, incluindo aqueles descritos anteriormente, produzem ondas de formato senoidal ou cossenoidal que variam em

função do tempo para máxima transferência de energia alternada entre os campos elétrico e magnético. Essa característica é importante de ser observada, pois, quando esses dispositivos são compostos de microcontroladores ou componentes de eletrônica digital, a produção da onda elétrica geralmente acontece em formato quadrático. Dessa forma, é preciso convertê-la em seno ou cosseno (TAN K. *et al*, 2021).

Os filtros de Resistor-Capacitor (RC) para permitir a passagem de baixas frequências (passa-baixas) representam um arranjo possível para realizar a conversão de sinal quadrático em sinal senoidal. O uso de filtros passa-baixa permite a conversão de sinais, pois, de acordo com a série de Fourier, um sinal quadrado pode ser representado como a sobreposição de uma série de sinais senoidais e cossenoidais. Ou seja, um somatório de muitos senos, com tendência ao infinito para uma análise ideal, leva à geração de uma curva quadrática. Observa-se esse aspecto na série de Fourier em sua notação trigonométrica na Equação 1, onde está posto o somatório de senos e cossenos (BOR, 2021).

$$f(x) \sim \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 x) + b_n \sin(n\omega_0 x) \quad (1)$$

Na Equação 1, $a_0/2$ representa a amplitude do sinal, a_n e b_n representam os coeficientes de cada frequência harmônica, n sendo a variável que escrutina as frequências de 1 ao infinito e ω_0 é a frequência fundamental do sinal ($2\pi/T$). As definições dos coeficientes a_0 , a_n e b_n são dadas pelas fórmulas de Euler-Fourier, vistas na Equação 2 (BOR, 2021).

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{2}{T} \int_T f(x) dx, \\ a_n &= \frac{2}{T} \int_T f(x) \cos(n\omega_0 x) dx, \quad n = 1, 2, \dots \\ b_n &= \frac{2}{T} \int_T f(x) \sin(n\omega_0 x) dx, \quad n = 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (2)$$

Assim, considerando uma onda quadrada de período 2π e *duty cycle* (proporção de tempo em que a onda fica no valor máximo em relação ao tempo total do período) de 50%, seu somatório, pelo teorema de Fourier, pode ser representado pela Equação 3, onde k representa o domínio amostral do somatório de senos (BOR, 2021).

$$f(x) \sim \frac{4}{\pi} \sum_{k=0}^{\infty} \frac{1}{2k+1} \text{sen}[(2k+1)x]. \quad (3)$$

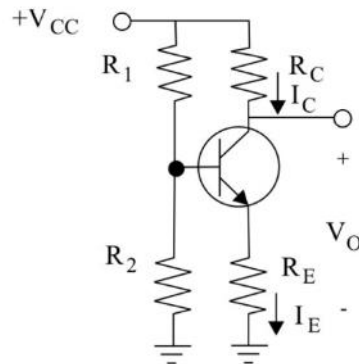
Assim, é possível constatar que subtraindo as frequências componentes do sinal quadrático, a resultante deve ser um sinal de formato senoidal conhecida como frequência fundamental. Essa relação matemática leva a uma constatação. A frequência fundamental (e.g. 76,6 Hz, tida como ideal para a técnica de CMC) pode ser obtida se tiver suas frequências harmônicas, que são as frequências múltiplas da fundamental, filtradas. Portanto, o filtro RC passa-baixas deve ser composto estabelecendo uma frequência de corte (f_c) que seja superior à frequência fundamental e inferior à frequência da primeira harmônica (e.g. para 76,6 Hz, a primeira harmônica múltipla estaria centrada em duas vezes esse valor, com 153,2 Hz). A Equação 4 é usada para o cálculo de valores de resistência e capacitância do circuito (TRAN *et al*, 2020).

$$f_c = 1 / (2\pi \cdot R_1 \cdot C_1) \quad (4)$$

Após o processo de filtragem, em termos práticos, o sinal elétrico deve ter sua intensidade reduzida, justamente pelo comportamento não ideal do circuito. Assim, o sinal pode ser amplificado para que gere campos magnéticos de amplitude adequada. Como a geração de campos magnéticos para terapia comumente requer correntes elétricas de intensidade superior a 100 mA, o uso de amplificadores transistorizados pode ser utilizado. Esses circuitos são compostos por componentes semicondutores compostos de silício ou germânio conhecidos como transistores.

A configuração de resistores e capacitores conectados ao transistor permite a amplificação de um sinal de entrada. A configuração emissor comum, onde o resistor do pino emissor do transistor é conectado à polaridade neutra do circuito (terra), é considerada mais estável que outras configurações, como para base comum ou coletor comum (HUANG *et al*, 2018). A representação do circuito pode ser verificada na Figura 16, onde V_{cc} é a tensão de alimentação do circuito, R_c é a resistência de coletor, R_E é a resistência de emissor, R_1 e R_2 são as resistências de base, I_c é a corrente de coletor e V_o é a tensão de saída amplificada. Nessa configuração, a tensão de coletor é definida pela Equação 5.

Figura 16. Conceito da configuração emissor comum para amplificadores de sinais por transistores.



Fonte: Huang *et al*, 2018.

$$V_{ce} = V_{cc} - R_c \cdot I_c \quad (5)$$

A I_c deve ser ajustada de acordo com o cálculo do campo magnético resultante e o valor de R_c deve ser considerado como o valor da resistência oferecida pela carga (e.g. bobina transdutora do campo magnético). A fim de atingir o ponto ideal de operação do transistor, conhecido como ponto quiescente, a tensão entre o coletor e emissor (V_{ce}) é tida como metade da tensão de V_{cc} . Nesse cenário, a tensão quiescente sobre R_e é de aproximadamente 10% da tensão de V_{cc} . Ademais, a I_c tem relação com a corrente de base (I_b) fornecida pelo filtro RC. A relação entre as duas correntes é dada pelo fator de ganho estático (β) e está representada na Equação 6. Ressalta-se que o valor da corrente I_b é expressivamente menor que o valor da corrente I_e . Por outro lado, a I_e tem valor muito aproximado à de I_c , uma vez que ela é resultado do somatório de I_c com I_b (HUANG *et al*, 2018).

$$I_c = \beta \cdot I_b \quad (6)$$

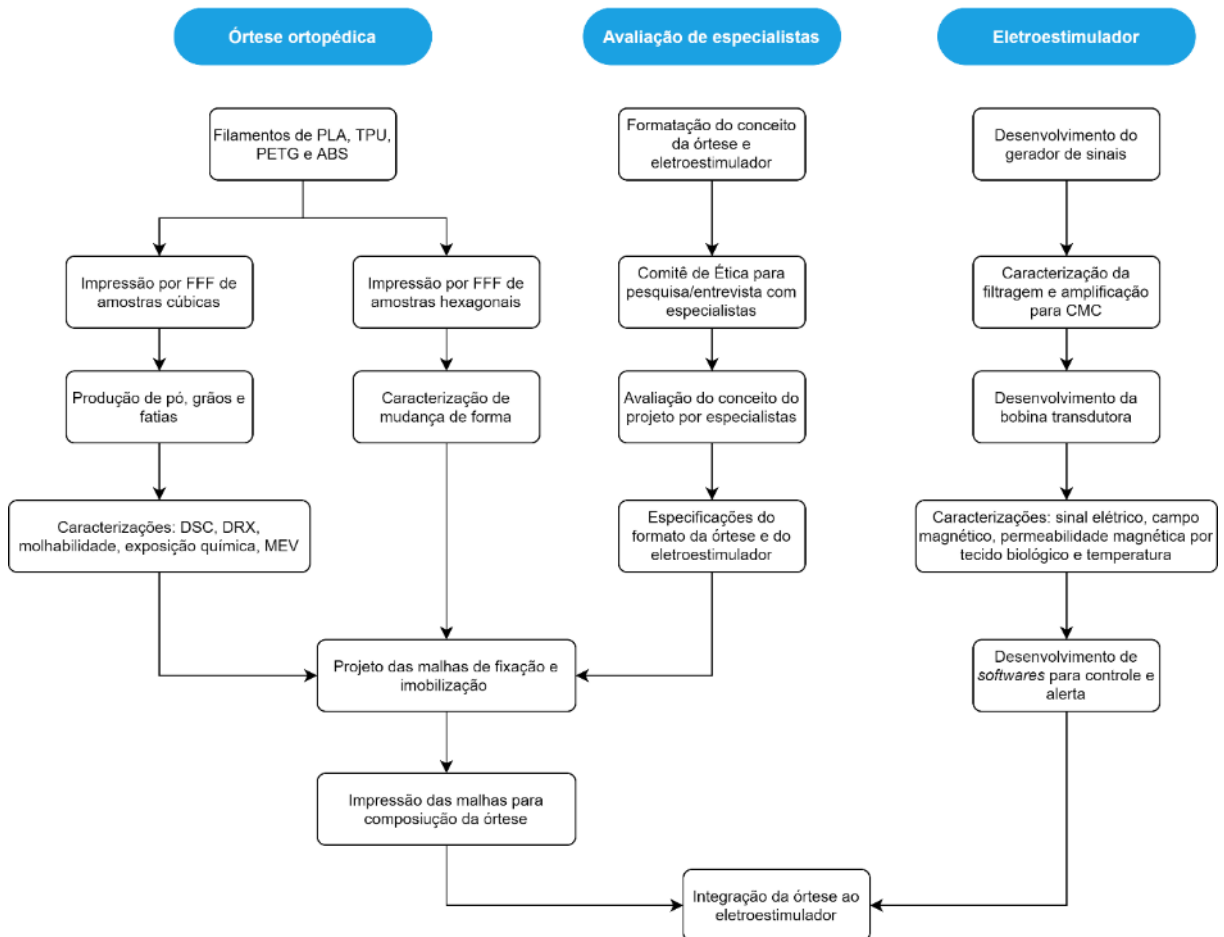
O cálculo dos resistores de base (R_1 e R_2) no ponto quiescente deve ser feito utilizando a Equação 7, onde se considera como I_{R2} a corrente no resistor R_2 . Adicionalmente, considera-se como V_b o somatório da tensão de V_e com a tensão na junção base-coletor (V_{BE}), que, para transistores de silício tem valor de 0,7V e, para transistores de germânio, 0,3V (HUANG *et al*, 2018).

$$V_b = I_{R2} \cdot R_2 \sim (V_{cc}/R_1 + R_2) \cdot R_2 \quad (7)$$

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Na Figura 17 pode ser observada a metodologia utilizada nesse trabalho e que será detalhada nos tópicos subsequentes.

Figura 17. Delineamento experimental relacionado à metodologia utilizada no trabalho.



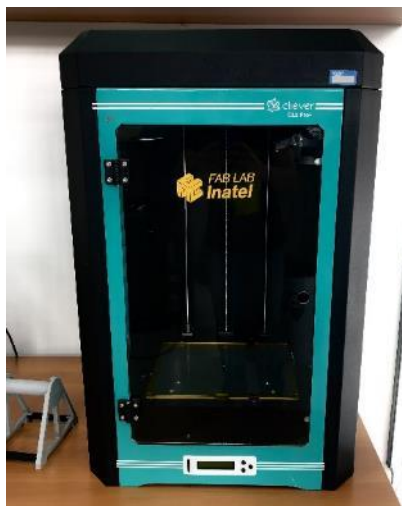
Fonte: próprio autor.

3.1. Projeto e caracterização das malhas poliméricas

Os polímeros termoplásticos utilizados no estudo foram o PLA, ABS, PETG e TPU, adquiridos em formato filamentos de 1,75 mm por meio da empresa brasileira 3D Fila[®]. A caracterização dos materiais visou identificar aquele mais apropriado para a formulação da órtese, proposta em duas malhas, sendo uma malha interna de fixação e outra malha externa de imobilização. O conjunto das duas malhas forma a órtese, a fim de possibilitar ao sistema recursos para mitigar as principais desvantagens da manufatura aditiva em ortopedia. A técnica de impressão escolhida foi a FFF. A escolha se deu pelas vantagens apresentadas pela técnica, considerando a facilidade de aquisição de recursos (impressora e filamento), propriedades biocompatíveis presentes em grande parte dos insumos de impressão e facilidade de modelagem

do dispositivo impresso. A definição dos polímeros termoplásticos se deu pelas características apresentadas na fundamentação teórica de biocompatibilidade e uso abrangente para aplicações médicas. A Figura 18 é a fotografia da impressora 3D de FFF, do laboratório FabLab do Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL), utilizada para impressão de amostras e partes do projeto.

Figura 18. Impressora 3D de FFF utilizada para impressão de amostras e partes do projeto proposto.



Fonte: Próprio autor.

3.1.1. Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)

As transições de fases dos polímeros, com seus eventos exotérmicos e endotérmicos, bem como as temperaturas de transição vítrea (T_g), de fusão (T_m) e variações de energia (entalpia), foram avaliadas por meio do uso de um equipamento de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC, do inglês *Differential Scanning Calorimetry*). As amostras para avaliação de DSC foram separadas em dois grupos: pré-impressão (filamento) e pós-impressão. Os grãos dos materiais foram produzidos com uso de bisturi, uma vez que o lixamento para obtenção de pó poderia aquecer e modificar estruturalmente os polímeros. Os grãos foram produzidos com massa total entre 7,507 mg e 9,891 mg e posicionados dentro de suporte de alumínio antes de serem inseridos no equipamento.

O equipamento de DSC utilizado foi o Shimadzu 60, alocado no laboratório de Biomateriais da UNIFEI, em Itajubá - MG. Os parâmetros de configuração foram: faixa de temperatura para aquecimento e resfriamento entre 25 °C e 250 °C; taxa de aquecimento e resfriamento de ± 5 °C/min; e atmosfera de nitrogênio com fluxo de 10 ml/min. Os resultados obtidos foram tratados usando o *software* OriginPro 2021 (*OriginLab Corporation*[®]) para definição da linha de base pelo método de *Subtrate Baseline*, *Create Baseline* e *Asymetric Least*

Sqaures Smoothing Baseline do programa e condicionamento da curva de resposta. Em seguida, as curvas foram comparadas com análises de calorimetria presentes na literatura científica para os mesmos polímeros termoplásticos.

3.1.2. Difratometria de Raio-X (DRX)

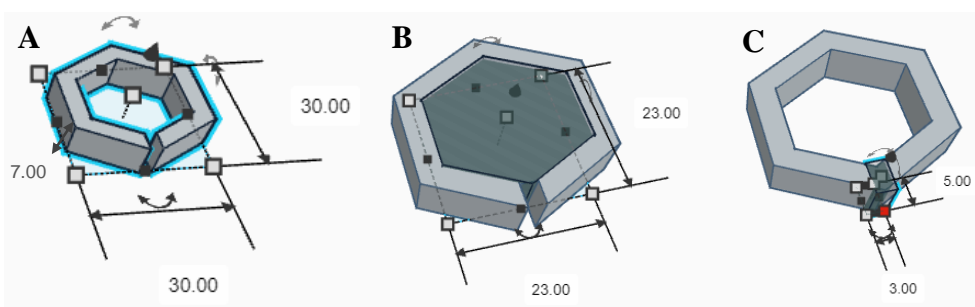
A determinação das regiões cristalinas do material foi feita a partir da técnica de DRX. O resultado do DRX permitiu a análise da conformação estrutural e predominância na organização molecular dos polímeros. Assim, foram produzidos pós dos polímeros PLA, ABS, PETG e TPU a partir de amostras impressas.

As configurações para a realização das medidas foram: varredura de 10° a 90° , passo $0,02^\circ$, $t = 1s$ e radiação $Cu-K\alpha$. Os testes foram realizados no laboratório de Caracterização Estrutural da UNIFEI, em Itajubá - MG. O equipamento de DRX usado para a coleta dos dados foi o difratômetro X'PERT Pro da Panalytical. A análise das respostas foi feita por meio da biblioteca de dados *Powder Diffraction File* versão 02 (PDF-2). O *software* OriginPro 2021 (*OriginLab Corporation*[®]) foi usado para criação da baseline e cálculo das integrais das áreas amorfas e cristalinas dos materiais para a definição das taxas de cristalinidade (%).

3.1.3. Memória de forma

A caracterização da memória de forma dos materiais constitui um fator importante para a definição dos polímeros a serem utilizados nas malhas. Assim, foram impressas cinco amostras hexagonais regulares de cada polímero com 30,0 mm de diâmetro e 7,0 mm de espessura com uma abertura medial em um dos vértices de 3,0 mm, conforme pode ser visualizado na Figura 19. O formato hexagonal segue o formato do orifício proposto para a órtese de imobilização, detalhada posteriormente. Os parâmetros de impressão utilizados estão expostos na Tabela 3.

Figura 19. Modelo 3D das amostras para teste de memória de forma, onde em (a) há medidas para as dimensões externas, em (b) há medidas dimensões internas e em (c) há medidas da abertura medial.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 3. Parâmetros de impressão 3D das amostras de PLA, TPU, ABS e PETG para testes de memória de forma.

Material	PLA	TPU	ABS	PETG
Temperatura de impressão (°C)	210	200	220	240
Velocidade de impressão (mm/s)	80	80	80	80
Temperatura da mesa (°C)	60	60	80	80
Espessura das camadas (mm)	0,8	0,8	0,8	0,8
Altura das camadas (mm)	0,1	0,1	0,1	0,1
Diâmetro de extrusão (mm)	1,74	1,75	1,76	1,75
Densidade de impressão (%)	75	75	75	75

Fonte: Próprio autor.

Seguindo estudos anteriores de memória de forma, a metodologia proposta define que um momento de deformação temporária das amostras poliméricas deve ser seguido do momento de autoregeneração da forma por estímulo externo (SCHWARTZ *et al*, 2019; ZHANG *et al*, 2021). Assim, após a impressão e resfriamento das amostras por 5 minutos em temperatura ambiente (24 °C), elas foram submersas em banho dentro de 4 recipientes distintos com 150 ml de água aquecida (aquecedor *SolidSteel*). Cada recipiente foi aquecido até a T_g especificada no manual de cada polímero. Portanto, os recipientes do PLA e do TPU foram aquecidos previamente a 60 °C ($\pm 0,8$ °C), o recipiente do PETG foi aquecido a 80 °C $\pm 0,9$ °C e o recipiente do ABS foi aquecido a 95 °C $\pm 1,1$ °C, inferior à T_g do ABS de 107 °C para evitar evaporação da água e degradação dos demais polímeros analisados. As temperaturas foram medidas usando um termohigrômetro do modelo THDL-400 (*Instrutherm*[®]).

As amostras foram mantidas dentro de seus respectivos banhos por 60 segundos. Então, foram removidas do recipiente e mecanicamente deformadas com apoio de pinças de aço inoxidável até que a abertura de cada amostra tivesse tamanho de 4,0 cm. Elas foram resfriadas à temperatura ambiente por 90 segundos, mantendo a tensão mecânica com apoio das pinças. Ocorrendo a impossibilidade de deformar a amostra mecanicamente sem fraturá-la após a retirada do banho, a temperatura do recipiente foi aumentada em 5 °C e a amostra foi novamente submersa por 60 segundos. O processo foi repetido até que a amostra apresentasse a deformação adequada.

Em seguida, as amostras deformadas foram submersas em recipiente com temperatura de 40 °C por 60 segundos, foram removidas e resfriadas à temperatura ambiente por 90

segundos. A dimensão da abertura de cada amostra foi medida com um paquímetro e registrada. O processo foi repetido a partir da temperatura inicial de 44 °C (temperatura limite para evitar lesões à pele humana) e, depois, para as temperaturas de 50 °C a 95 °C com passo de 5 °C (BENDER *et al*, 2020). A ocorrência de recuperação morfológica por meio de propriedade de memória de forma da amostra foi reconhecida para a temperatura que levasse à redução da dimensão da abertura a um valor entre 3,0 e 4,0 mm.

3.1.4. Molhabilidade

A hidrofiliabilidade das amostras poliméricas foi avaliada por meio de seus ângulos de contato. Assim, as amostras impressas foram lixadas e não receberam qualquer tipo de ataque químico. O método utilizado foi de gota séssil fazendo a deposição de 10 µL de gota deionizada sobre a superfície lixada do material em temperatura ambiente (24 °C ± 1°C).

Foram feitas medidas em 3 regiões distintas das superfícies das amostras de PLA, TPU, ABS e PETG. O ângulo de contato resultante de cada medida foi calculado a partir da média dos valores. O equipamento utilizado para a análise foi o goniômetro *Kruss Easy Drop* do laboratório de Central Analítica da UNIFEI, em Itajubá - MG. A Figura 20 é uma representação gráfica do procedimento de mensuração do ângulo de contato para teste de molhabilidade.

Figura 20. Ilustração representando procedimento de deposição de gota sobre amostras com superfícies hidrofílicas e hidrofóbicas, com destaque para os ângulos de contato.



Fonte: Próprio autor.

3.1.5. Exposição dos polímeros a agentes químicos

Sendo um recurso a ser utilizado cotidianamente, a órtese estará exposta a diferentes agentes químicos, particularmente por envolver a região de punho e mão. Assim, foi feita uma análise para verificar a ocorrência de falha ou algum nível de degradação dos polímeros quando expostos a água, suor, álcool e sabão. Para cada polímero (PLA, TPU, ABS e PETG), foram produzidas 20 amostras. Essas amostras foram divididas em poços de placas de cultura. Foram adicionados aos poços 1 ml de cada agente para uma amostragem de 5 unidades de cada polímero. Para o grupo controle, 5 amostras de cada polímero foram mantidas em poços vazios. Os agentes químicos foram obtidos da seguinte forma:

- Suor: produzido artificialmente, usando 500 ml de água destilada, 0,05 g de ureia e 0,25 g de NaCl (CASTRO, 2008);
- Sabão: detergente líquido comercial composto por alquil benzeno sulfonato de sódio linear, alquil benzeno sulfonato de trietanolamina, lauril éster sulfato de sódio, coco amido propil betaína, sulfato de magnésio, formol e água;
- Álcool: álcool em gel comercial 70° INPM composto de álcool etílico hidratado, propileno glicol e veículo aquoso.
- Água: água destilada.

As amostras foram mantidas nos poços por 40 dias. A cada dois dias, os agentes químicos dos poços eram reaplicados em quantidade suficiente para manter as amostras imersas com um volume de líquido próximo a 1 ml. A cada reaplicação, as amostras eram observadas quanto a possíveis liberações de partículas, destacamento de camadas, mudança de cor e apresentação de fissuras. No início do 41º dia, as amostras foram removidas dos poços, colocadas sobre superfície seca e realocadas em poços vazios para serem destinadas à avaliação microscópica.

3.1.6. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A caracterização da superfície das amostras após a exposição a agentes químicos foi feita por meio do MEV. Foram preparadas 20 amostras divididas em 4 grupos de materiais (PLA, TPU, ABS e PETG). Cada grupo foi subdividido em 5 outros grupos de acordo com a exposição a um agente químico (água, suor, álcool, sabão e controle). As amostras foram extraídas dos materiais usados na análise de exposição a agentes químicos por meio de cortes longitudinais das camadas superficiais impressas, para padronização. Em seguida, foram submetidas a recobrimento com ouro de 5 nm.

As imagens de MEV foram obtidas com tensão de aceleração de 15,0 kV e com dois graus de magnificação: 120 vezes e 400 vezes. O objetivo principal da utilização das imagens de MEV foi o mapeamento de possíveis falhas geradas pelos agentes químicos. O objetivo secundário foi comparar o alinhamento das camadas de impressão e possíveis falhas superficiais de manufatura. Os critérios de avaliação foram: (a) visualização de falhas aparentes na comparação das amostras expostas a agentes e amostras de controle em magnificação de 400 vezes, (b) visualização de falhas aparentes características de processo de manufatura aditiva em magnificação de 400 vezes e (c) alinhamento das camadas poliméricas em magnificação de 120

vezes. O equipamento de MEV utilizado foi o SS-550 da *Shimadzu*, no laboratório de Biomateriais da UNIFEI, em Itajubá - MG.

3.1.7. Requisitos de formato das malhas poliméricas

O formato das malhas, que compõem a órtese proposta, foi feito incorporando as características vantajosas e definindo pontos de melhoria a partir dos aspectos levantados na revisão bibliográfica para esse tipo de dispositivo ortopédico. As características e aspectos considerados para a formatação das malhas foram: (a) orifícios para ventilação, (b) formato com menor possibilidade de acúmulo de sujidades, (c) dimensões médias da articulação radiocarpal, (d) baixa complexidade de personalização por profissional médico não técnico em modelagem 3D, (e) posicionamento de eletroestimulador, (f) pontos de fixação da área fraturada, (g) facilidade de manuseio pelo profissional da saúde e (h) alto grau de imobilização.

As características e os aspectos teóricos da malha, bem como sua comparação com técnicas tradicionais de imobilização, foram registrados em documento de projeto, com as formas conceituais das malhas desenvolvidas no *software* TinkerCad (Autodesk®). O documento de projeto foi adequado ao padrão do Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) para que pudesse ser avaliado por profissionais da saúde relacionados a traumatologia, incluindo médicos ortopedistas e fisioterapeutas especializados na área traumatológica. A amostragem de avaliações foi de $n = 7$. O documento de projeto com o conceito da malha teve um formulário digital anexado para que o profissional da saúde pudesse analisar o projeto e analisar cada característica, atribuindo uma avaliação. As respostas possíveis para cada conceito e seus correspondentes numéricos são: “concordo completamente” (3 pontos), “concordo parcialmente” (2 pontos), “discordo parcialmente” (1 ponto), “discordo completamente” (0 ponto) e “não sei opinar” (sem pontuação considerada para o cálculo). A documentação foi enviada ao CEP da Universidade do Vale do Sapucaí (UNIVÁS) em Pouso Alegre - MG. O número do Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) da Plataforma Brasil é 40573320.9.0000.5102. A brochura e o *hyperlink* para acesso ao formulário digital podem ser encontrados no Anexo A.

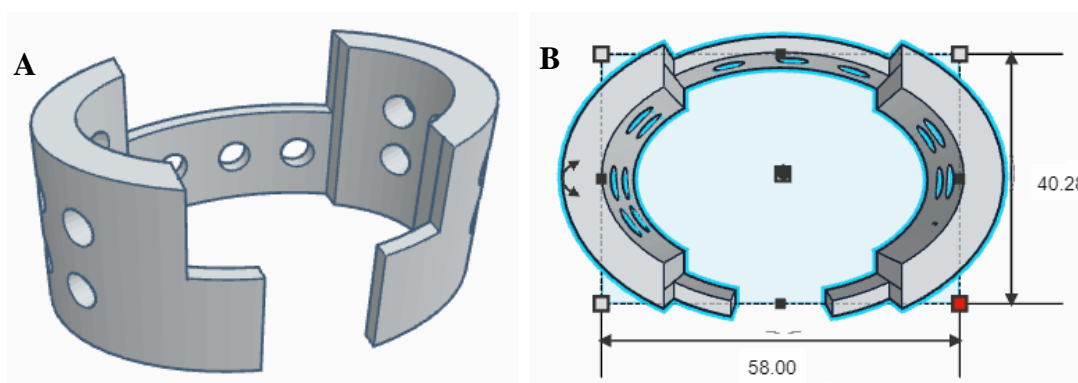
Convencionou-se que o conceito que apresentasse avaliação média igual ou superior a 2 pontos foi considerado de alta relevância e alta convergência. O conceito com média inferior a 2 pontos foi considerado como de baixa relevância e divergente para ser incorporado ao projeto, sendo rejeitado. Assim, a avaliação dos profissionais embasou, junto com a revisão bibliográfica, os requisitos para formatação final das malhas. O software utilizado para

dimensionamento 3D das malhas permaneceu o TinkerCad (*Autodesk*[®]). As malhas poliméricas foram divididas em duas, com finalidades específicas: (a) malha de fixação, sendo flexível para recobrir a área fraturada e (b) malha de imobilização, sendo rígida para estabilização da fratura. A utilização conjunta das duas malhas compõe a órtese ortopédica proposta.

3.1.8 Impressão 3D das malhas

Após a formatação das malhas, os arquivos foram exportados na extensão computacional .STL. O *software* Cura 4.8.0 (*Ultimaker BV*) foi utilizado para fatiamento do objeto 3D, de forma que pudesse ser enviado para a impressora Cliever CL2 Pro+, do INATEL, em Santa Rita do Sapucaí – MG. A técnica de impressão foi a FFF. Os polímeros termoplásticos usados foram aqueles definidos como mais apropriados após a caracterização de memória de forma, DSC, molhabilidade, MEV e DRX. Assim, o TPU foi utilizado exclusivamente para a impressão da malha de fixação e, para a malha de imobilização, foi utilizado o PLA, exclusivamente. A malha de fixação foi produzida em formato elíptico, com dimensões de 58,00 mm por 40,28 mm, com altura de 25,00 mm, para se adequar à anatomia do punho. Seu formato 3D pode ser visualizado na Figura 21.

Figura 21. Modelo 3D da malha de fixação, onde em (a) é a visão frontal do modelo na região da abertura medial e (b) possui as dimensões da malha.

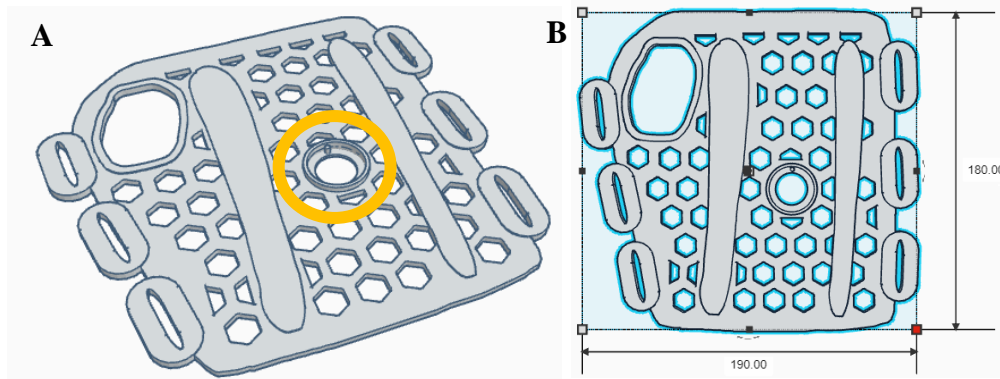


Fonte: Próprio autor.

A malha de fixação possui uma abertura medial de 5,5 mm para permitir seu posicionamento sobre a articulação. As paredes de espessuras distintas, sendo a parte mais espessa de 5,0 mm e a mais fina de 2,5 mm, se destinam ao posicionamento sobre a área da fratura para maior estabilização. O posicionamento da parte mais espessa foi desenhado para ser modificado para cada quadro clínico de paciente. A malha de imobilização foi impressa de forma planar para posterior ajuste morfológico sobre a articulação radiocarpal, considerando como ponto de referência o primeiro quirodáctilo (dedo polegar) direito. Essa malha tem comprimento de 180,0 mm, 190,0 mm de largura e 3,5 mm de espessura. Seu formato foi

baseado nos estudos de formas de órteses impressas engendrados por Zheng et al (2019) e Li *et al* (2018). A malha de imobilização possui uma saliência superior para alocação do eletroestimulador. Seu formato 3D pode ser visualizado na Figura 22.

Figura 22. Modelo 3D da malha de imobilização, onde em (a) há o destaque em amarelo para a saliência para colocação do eletroestimulador e (b) possui as dimensões da malha.



Fonte: Próprio autor.

As características de impressão estão elencadas na Tabela 4. Após a impressão, as malhas foram submetidas ao processo de pós-aquecimento para remoção dos resíduos de filamento.

Tabela 4. Parâmetros de impressão 3D das malhas de fixação (PLA) e imobilização (TPU).

Material	PLA	TPU
Temperatura de impressão (°C)	210	200
Velocidade de impressão (mm/s)	80	80
Temperatura da mesa (°C)	60	60
Espessura das camadas (mm)	0,8	0,8
Altura das camadas (mm)	0,1	0,1
Diâmetro de extrusão (mm)	1,74	1,75
Densidade de impressão (%)	75	75

Fonte: Próprio autor.

3.2 Projeto e caracterização do eletroestimulador

O sistema de eletroestimulação utilizado nesse trabalho incorporou a técnica de CMC. A escolha pelo CMC se deu por ele apresentar, entre os eletroestimuladores estudados, o menor tempo de exposição para efeito terapêutico e por não requerer contato direto de corrente elétrica com o corpo, reduzindo riscos de choques elétricos no usuário. O requisito principal de

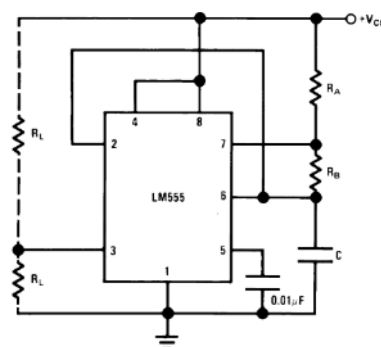
construção do eletroestimulador se baseou em permitir que ele seja integrado à malha polimérica durante a aplicação, não criando concorrência ou obstáculo entre a utilização do aparato de imobilização com o aparato de aceleração da regeneração óssea. Para tanto, o formato do eletroestimulador foi reduzido para que pudesse ser acoplado à malha.

3.2.1. Geração do sinal do eletroestimulador

O gerador de sinais do eletroestimulador foi desenvolvido em duas versões: circuito microcontrolado e circuito não microcontrolado. A avaliação das duas tecnologias visou identificar qual consegue entregar uma resposta mais estável e precisa em frequência e tensão. A frequência de operação de referência é de 76,6 Hz.

O circuito com microcontrolador utilizou o modelo ATMEGA16U2 (Atmel) embarcado na placa de desenvolvimento Arduino UNO. A geração da onda quadrada foi feita por meio da saída de modulação de largura de pulso (PWM, do inglês *Pulse Width Modulation*) da placa. No caso do circuito não microcontrolado, o Arduino foi substituído por um sistema oscilador de precisão. O componente central escolhido foi o LM555 (Texas Instruments[®]). Sua configuração para geração de 76,6 Hz seguiu as instruções fornecidas no manual do componente, cuja montagem conceitual está representada na Figura 23 (TEXAS INSTRUMENTS, 2015).

Figura 23. Simbologia do componente LM555 ao centro configurado como oscilador por meio do arranjo de resistores (R_A , R_B , R_L), capacitores (C e $0,01 \mu\text{F}$) e fonte de alimentação ($+V_{cc}$).



Fonte: Texas Instruments ©.

A definição dos valores dos resistores R_A e R_B , bem como do capacitor C , seguiram as Equações 8, 9 e 10 que designam, respectivamente, os parâmetros de frequência de oscilação, tempo em nível alto (máximo) e tempo em nível baixo (mínimo) da onda quadrada.

$$f = 1,44 / ((R_A + 2R_B) C) \quad (8)$$

$$t_1 = 0,693 \times C (R_A + R_B) \quad (9)$$

$$t_0 = 0,693 \times R_B \times C \quad (10)$$

3.2.2. Filtragem e amplificação do sinal

O condicionamento do sinal quadrado em sinal senoidal e sua devida amplificação foi feito por meio de filtro RC passa-baixas e amplificador transistorizado. Foi atribuída a frequência fundamental de 76,6 Hz com frequência de corte (f_c) inferior à primeira harmônica, no valor de 153,2 Hz. A Equação 4 foi usada para o cálculo dos valores de resistência e capacitância do circuito passivo de segunda ordem. Nessa equação, os resistores R_1 e R_2 foram especificados para o mesmo valor, 100 Ω (sendo esse o valor comercial mais próximo para o valor ideal de 104 Ω), assim como ambos os capacitores C_1 e C_2 foram definidos como 10 μF . Um capacitor de acoplamento de 47 μF foi posto entre os blocos de filtragem e amplificação.

O circuito amplificador foi feito a partir do transistor TIP122. Seus resistores de base foram calculados para 1 K Ω e 330 Ω , assim como o resistor de emissor foi calculado para 2,2 Ω , considerando as Equações 5, 6 e 7 apresentadas na fundamentação teórica. O β do TIP122 utilizado foi de 2500 tipicamente, como descrito no manual do componente (ON SEMICONDUCTORS, 2014). A tensão de alimentação de 12V foi controlada pelo Arduino (pino 8) por meio de um transistor BC548 para chaveamento de um relé 5V_{DC}/127V_{AC} com a função de liga e desliga do eletroestimulador.

3.2.3. Esquema elétrico do circuito e montagem

O circuito microcontrolado foi projetado em ferramenta de *software* antes da realização da montagem. O esquema elétrico do circuito foi feito no software *Eagle* 9.6.2 (Autodesk[®]). A placa utilizada para montagem dos componentes tem a base de fenolite com recobrimento de cobre em face simples. As trilhas de ligação dos componentes foram feitas com largura de 1,016 mm. Os componentes usados são de dimensões convencionais, denominados de componentes com pino através dos orifícios (PTH, do inglês *Pin Through Hole*).

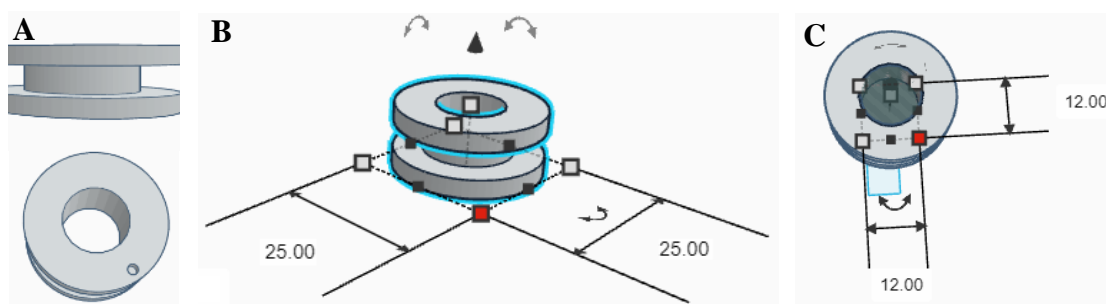
3.2.4. Bobina do eletroestimulador

A bobina do eletroestimulador é uma parte integrada ao pino coletor do amplificador de sinais. É o componente responsável pela produção do campo eletromagnético. A bobina foi produzida realizando o enrolamento de fio de liga de níquel-cobre de 0,16 mm de diâmetro. O diâmetro mais fino do fio permitiu que mais voltas de enrolamento fossem dadas sem aumento

expressivo do tamanho total da bobina, uma vez que um número maior de enrolamentos leva a um campo magnético de maior intensidade. Foram dadas 500 voltas do fio ao redor de um aparato polimérico.

O aparato polimérico foi projetado no TinkerCad (*Autodesk*®), em formato arredondado com diâmetro total de 25 mm, diâmetro do núcleo oco de 12 mm e espessura da parede onde a bobina foi enrolada de 3 mm. Em seguida, o aparato foi manufaturado por impressora 3D utilizando o ABS, pois é o polímero termoplástico que possui maior T_g entre os estudados nesse trabalho, sofrendo menor impacto do aumento da temperatura gerada pela bobina. A Figura 24 representa o modelo 3D digital do aparato polimérico.

Figura 24. Modelo 3D do suporte do eletroestimulador, onde em (a) estão as vistas lateral e inferior do suporte, (b) possui as dimensões externas e (c) possui as dimensões do orifício interno.



Fonte: Próprio autor.

3.2.5. Caracterização do sinal elétrico

As partes do projeto, representadas pelo gerador de sinais, amplificador e bobina, foram conectadas. Para a caracterização do sinal elétrico gerado foi utilizado um osciloscópio do modelo DSO1052B, de 50 MHz, 1 Gsa/s da empresa *Agilent Technologies*®. A ponteira do osciloscópio foi conectada aos terminais da bobina e o sinal foi medido em cinco momentos, espaçados de 10 segundos cada após a energização do sistema. Os valores médios de tensão de pico e tensão de *offset* foram calculados com seus respectivos desvios padrões. Os quadros captados pelo osciloscópio foram extraídos de forma aleatória. Assim também, durante os cinco momentos, a corrente elétrica alternada passante pela bobina foi monitorada por um multímetro ET-2042D (*Minipa*®).

3.2.6. Caracterização do campo magnético

A geração do campo magnético é oriunda da passagem de corrente elétrica pela bobina condutora e tem relação direta com a intensidade da corrente, assim como com sua frequência.

Assim sendo, foi utilizado um medidor de campo magnético (teslamímetro) do modelo PT2026 NMR (Metrolab[®]). A bobina foi posicionada de forma perpendicular à superfície de apoio e alinhada à ponta de prova do medidor. Foi analisada a distância da bobina à ponta de prova do medidor, medida com um paquímetro, atendendo aos seguintes cenários:

- Gerador de sinais produzindo sinal alternado de 76,6 Hz e medidor de campo magnético captando campo gerado pela bobina de 200 μT , 100 μT , 70 μT , 40 μT e 20 μT .
- Gerador de sinais produzindo sinal contínuo (0 Hz) e medidor de campo magnético captando campo gerado pela bobina de 200 μT , 100 μT , 70 μT , 40 μT e 20 μT .

Foram feitas 5 leituras pelo medidor para cada cenário e o resultado consolidado foi obtido por meio das médias das leituras. Em seguida, uma segunda análise foi feita para a geração de campo magnético pelo eletroestimulador em campo aberto. O equipamento utilizado para a avaliação foi o analisador de espectro de campo EHP50-TS (*Narda Safety Test Solutions*[®]). O objetivo dessa análise foi identificar a possível interferência de campos espúrios sobre a geração de campo magnético da bobina. Portanto, a bobina foi posicionada perpendicularmente ao sensor do EHP50-TS e foi energizada com sinal alternado de 76,6 Hz combinado com o sinal contínuo. A análise, todavia, permite a identificação exclusiva de campo magnético alternado. Foram mapeadas quais as frequências possuem maior intensidade de campo magnético quando a bobina está energizada e quando está desligada.

3.2.7. Caracterização da permeabilidade magnética por tecido biológico

O campo magnético gerado deve ser capaz de transpassar o tecido biológico e chegar ao osso fraturado para que exerça propriamente a ação regeneradora. Dessa forma, para a caracterização de possível influência de tecido biológico na propagação do campo magnético, foi adquirido tecido biológico muscular bovino da região do quadril, abatido no mesmo dia (com 5 horas máximas entre abatimento e testes), possuindo 3,1 cm de espessura na região mais espessa e 1,2 cm de espessura na região menos espessa e 15,8 cm de comprimento.

Assim, a bobina foi novamente posta de forma perpendicular à superfície de apoio e alinhada à ponta de prova do medidor de campo magnético. Foram avaliadas as distâncias entre a bobina e a ponta de prova do medidor de campo magnético quando este detectasse 20 μT e 40 μT , sendo esses os valores de referência para a técnica de CMC. O objetivo da análise é

identificar se as distâncias identificadas anteriormente foram afetadas (reduzidas ou aumentadas) com a presença do tecido biológico. Foram feitas 5 leituras para cada intensidade de campo magnético, extraídas as médias desses valores e feita a avaliação estatística comparativa com as leituras obtidas anteriormente.

3.2.8. Caracterização da temperatura da bobina

Como descrito anteriormente, o diâmetro do fio usado na bobina permite a redução das suas dimensões, mas pode realizar aumento de temperatura ao redor do enrolamento. Portanto, a avaliação do aquecimento foi feita tanto para identificar possíveis riscos à utilização do eletroestimulador próximo à pele humana, quanto para avaliar se o suporte polimérico impresso para a bobina suporta a temperatura máxima atingida.

A bobina foi posicionada de forma paralela a uma superfície de apoio revestida com manta de cor preta e o gerador de sinais do eletroestimulador foi ligado. As medidas de temperatura foram feitas do instante 0 min até o instante 30 min (tempo de aplicação do CMC para regeneração óssea), com uma câmera termográfica Ti300 (*Fluke Corporation*®). A câmera termográfica registrou as leituras a cada 30 segundos e foi avaliada a maior temperatura registrada pelo tempo.

3.2.9. Sistema de controle de alertas e aplicações

Um sistema foi desenvolvido para a gestão do número de aplicações realizadas, ajuste nas frequências de aplicação e alertas para o momento correto da aplicação da eletroestimulação. O sistema conta com recursos de *software* embarcado, gravado e operacional no circuito do eletroestimulador, e *software* aplicativo, na forma de um aplicativo móvel para celular. Para o *software* embarcado, foi desenvolvido um algoritmo de acesso à memória de somente leitura programável e apagável eletricamente (EEPROM, do inglês *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*) do Arduino UNO de 1 KB. A memória foi particionada em duas áreas para registro individual do parâmetro de contagem das aplicações feitas e frequência. Ademais, foi incluído ao circuito do projeto um módulo *bluetooth*, modelo RS232 HC-05, com frequência de operação de 2,4 GHz (ITEAD STUDIO, 2010).

O Arduino UNO possui 2 botões, para início e parada de aplicação da eletroestimulação. Após o início da eletroestimulação, ela deve ser cessada, autonomamente, em 30 minutos e uma nova eletroestimulação não pode ser iniciada em tempo inferior de 1 hora após a conclusão de uma eletroestimulação. Assim também, possui 3 alertas luminosos. Os estados dos alertas

luminosos são: sistema ligado, com sinalização vermelha fixa; início da eletroestimulação, com sinalização verde intermitente; e parada na eletroestimulação, com sinalização branca intermitente.

Para o *software* aplicativo, foi desenvolvida uma interface em programação *Blockly*, baseada na linguagem Java, por meio da plataforma de desenvolvimento Kodular[®]. O aplicativo foi criado com uma tela de navegação para tratar dos recursos de (a) ajuste na frequência de operação, (b) conexão ao módulo *bluetooth* com o circuito, (c) exibição do número de contagens e (d) acesso ao banco de dados. O banco de dados do sistema, para histórico e persistência das informações, foi desenvolvido na plataforma Firebase[®] (*Google Developers*).

A validação da operacionalidade do sistema de controle e alerta foi feita seguindo o roteiro de testes exploratórios e funcionais especificado no Quadro 4.

Quadro 4. Roteiro de testes para validação dos recursos de controle e alerta dos *softwares* embarcado e aplicativo do eletroestimulador.

Teste	Resultado esperado	Tolerância
Transferência de dados do aplicativo ao circuito. Envio do dado de frequência, de 0-90 Hz.	A recepção pela porta serial (taxa de transmissão de 9600) de todos os valores e aplicação destes para a geração de PWM.	Não há tolerância prevista.
Transferência de dados do circuito para o aplicativo. Envio da contagem de aplicações, com os valores 0, 9, 99 e 999. Os valores definidos representam os limites possíveis para os 3 algoritmos dos números naturais aceitos (a contagem pode ir de 0 a 999 aplicações).	A recepção pelo algoritmo de comunicação <i>bluetooth</i> de todos os valores e aplicação destes no rótulo específico no aplicativo.	Não há tolerância prevista.
Transferência de dados do circuito para o banco de dados. Realização de ajustes na frequência e recepção de valores de contagem de aplicações. Alteração em 5 valores de cada parâmetro com um intervalo de 2 segundos entre cada valor.	Registro dos valores e frequência e contagem no banco de dados e disponibilização dos valores para leitura do aplicativo.	Não há tolerância prevista.
Tempo de alerta do aplicativo quanto ao momento da aplicação. Ajuste de 5 valores diferentes, não concomitantes, de hora e minuto.	Após o relógio do celular atingir o valor de hora e minuto configurados, a mensagem de alerta deve ser exibida imediatamente, notificando sobre a necessidade de fazer a eletroestimulação.	± 5 segundos entre o momento de o relógio do celular atingir a hora/minuto configurados e o aplicativo disparar o alerta.
Tempo de controle de 30 minutos para as aplicações de eletroestimulação a partir do momento em que o botão de início é pressionado.	Após o pressionamento do botão de início, a geração da PWM pelo circuito gerador deve ocorrer imediatamente. Após 30 minutos, a geração deve ser cessada.	+ 2 segundos para início da geração do PWM. ± 10 segundos para cessação da geração do PWM.
Operacionalidade da interface, onde os botões devem ser responsivos e os alertas luminosos, funcionais.	Ao pressionar o botão de início, o alerta luminoso de início (verde) deve acender. Ao pressionar o botão de parada, o alerta luminoso de parada (branco) deve acender. Ao pressionar o botão de início em menos de 30 minutos após o encerramento de uma eletroestimulação, o alerta luminoso verde não deve acender.	Não há tolerância prevista.

Persistência na conexão entre o celular e o circuito mesmo com o aplicativo não sendo utilizado por 30 minutos.	Após a conexão <i>bluetooth</i> entre circuito e celular, a conexão não deve ser interrompida sem que alguma situação externa (e.g. fim da bateria do celular) ocorra.	A conexão pode ser interrompida se o aplicativo for encerrado ou a tela do celular for bloqueada.
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------

Fonte: Próprio autor.

4. RESULTADOS E DICUSSÕES

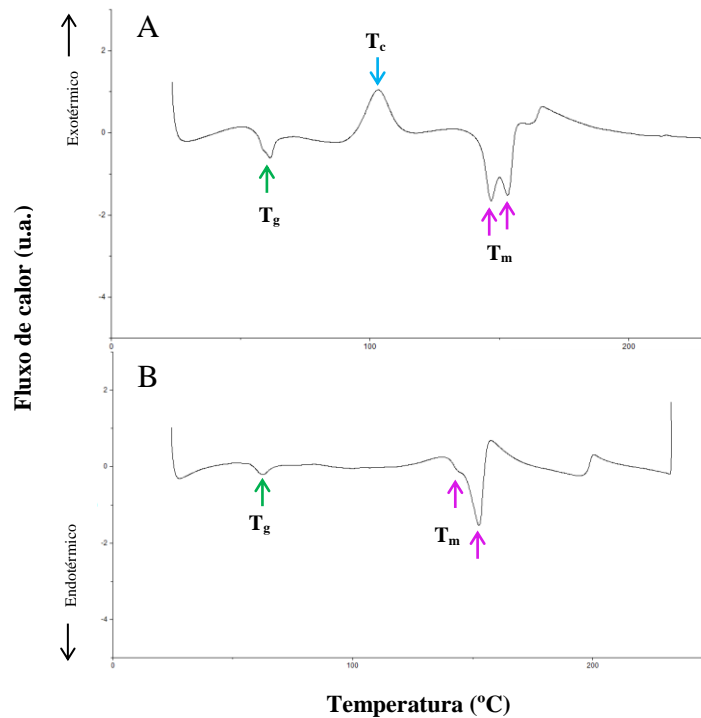
4.1. Análise de Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)

Os resultados correspondentes à DSC foram obtidos para a avaliação dos processos endotérmicos e exotérmicos dos materiais quando submetidos a um aumento de temperatura progressivo. As temperaturas características dos materiais obtidas na DSC, como temperatura de transição vítrea (T_g), temperatura de cristalização (T_c) e temperatura de fusão (T_m), indicam as propriedades de transição morfológica dos polímeros, formação de regiões cristalinas e viscosidade para processos de manufatura (WANG *et al*, 2018).

A Figura 25 é o resultado das curvas de resposta do PLA em seu formato filamentosos e após o processo de manufatura aditiva (impressão 3D). Observa-se que o comportamento termodinâmico obtido é característico de materiais termoplásticos, possuindo picos endotérmicos intermediados por fases de cristalização exotérmicas (CUIFFO *et al*, 2017). Os picos endotérmicos para o PLA filamentosos e PLA impresso foram de 61,97 °C e 62,18 °C, respectivamente. Os valores se apresentam ligeiramente acima do valor de T_g indicado nas especificações técnicas do material (60 °C), assim como dos valores identificados na literatura (entre 57,7 e 58,8 °C) (WANG *et al*, 2018; CUIFFO *et al*, 2017). A diferença de valores possivelmente se dá pelas múltiplas variações térmicas às quais o material se submeteu e/ou à presença de aditivos, especialmente inorgânicos.

Os polímeros em análise passaram por processos de aquecimento para produção do filamento e manufatura aditiva por fundição, o que pode alternar o ordenamento de suas fases. Ademais, os aditivos inorgânicos têm influência direta no processo de cristalização e nucleação do polímero termoplástico, alterando diretamente seu peso molecular, interação entre as moléculas e flexibilidade das cadeias poliméricas. Eles podem se originar durante o processo de polimerização, manufatura ou pigmentação do material (MULLA *et al*, 2021).

Figura 25. DSC do PLA com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_c , T_m), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso.



Fonte: Próprio autor.

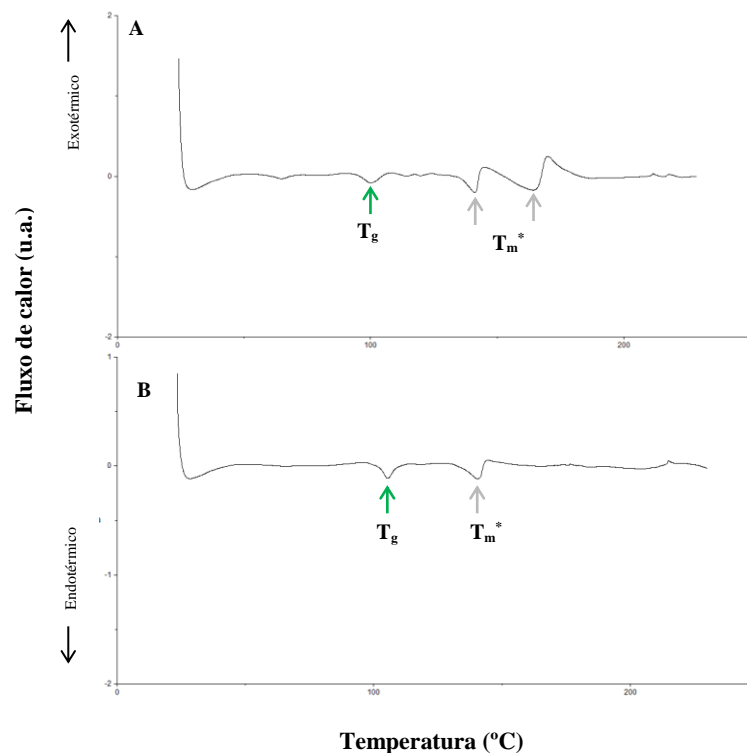
A T_c do PLA é observada como o pico exotérmico presente na curva de sua amostra filamentosa em 102,27 °C. Esse valor está próximo do esperado para o PLA antes de seu processamento por manufatura aditiva, sendo encontrados na literatura valores entre 90,2 °C e 120,93 °C (CUIFFO *et al*, 2017; MULLA *et al*, 2021; VANAEI *et al*, 2020; WANG *et al*, 2018). O pico exotérmico do PLA impresso não foi observado na curva de resposta. Comumente o pico exotérmico do PLA pós-manufatura aditiva é suprimido ou sua T_c é reduzida. Esse comportamento se justifica pelos diferentes processos que os materiais passam. Enquanto que na produção do filamento o PLA é resfriado de forma gradual e constante, a uma taxa típica de 10 °C/min, o PLA após a conclusão da manufatura aditiva do objeto é resfriado de forma não isotérmica e abrupta, a uma taxa próxima de 100 °C/segundo. A alta taxa de resfriamento do PLA impresso pode suprimir a formação dos cristais, uma vez que a cinética de cristalização demanda mais tempo para a organização molecular. Assim, a T_c é alterada ou torna-se imperceptível no resultado da DSC (GAO *et al*, 2020).

A T_m do PLA filamentoso apresenta dois picos endotérmicos proeminentes e característicos, com valores de 145,20 °C e 152,52 °C. O PLA impresso também apresenta dupla resposta endotérmica em sua transição de fase, mas o primeiro pico é de menor intensidade,

com valores de 142,42 °C e 152,27 °C. De acordo com estudo científico anterior, a ocorrência dos dois picos se dá pela formação de diferentes cristais isolados no PLA. Os múltiplos estados cristalinos formados são representados pelo fenômeno α de homogeneização dos cristais durante a síntese do PLA. No caso do PLA impresso, o primeiro pico é atenuado, uma vez que a formação dos cristais durante o processo de manufatura é afetada e reduzida, como descrito anteriormente (GAO *et al*, 2020).

Com relação ao ABS, a Figura 26 é o resultado de suas transições térmicas. A T_g do ABS filamentosos foi de 102,52 °C, enquanto a T_g do ABS impresso foi de 106,10 °C. Os valores são próximos daquele encontrado nas especificações técnicas do fabricante (107 °C), bem como estão próximos de resultados obtidos por trabalhos de pesquisa com ABS processado por manufatura aditiva, com valores entre 105,66 °C e 133,90 °C (POP *et al*, 2018). O aumento de 3,59 °C na T_g do ABS impresso em relação ao ABS filamentosos pode estar relacionada à redução da mobilidade das cadeias do polímero após a impressão, notoriamente resultante do rápido resfriamento do material quando depositado sobre a mesa de impressão (BILLAH *et al*, 2020).

Figura 26. DSC do ABS com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso.

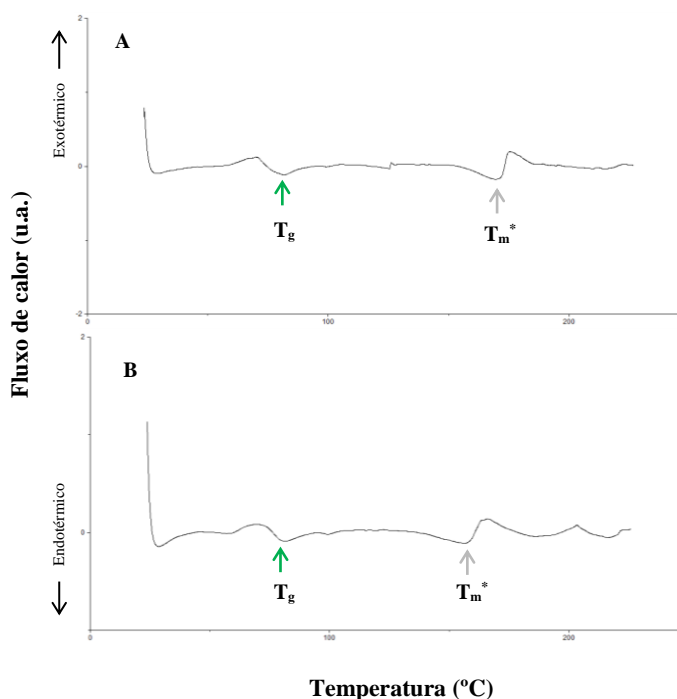


Fonte: Próprio autor.

Como o ABS é essencialmente amorfo, não há identificação aparente da sua T_c , uma vez que essa temperatura está vinculada à formação de cadeias cristalinas (BACHHAR *et al*, 2020). A T_m do material não é considerada como um valor definido, também devido a sua conformação morfológica. Os picos endotérmicos apresentados nas curvas da Figura 26, de 140,92 °C e 164,36 °C para o ABS filamentosos e de 141,42 °C para o ABS impresso representam o que seria considerada a temperatura de fusão do polímero (T_m^*), com redução significativa do seu módulo de relaxamento. Os dois picos identificados no ABS filamentosos se dão pelo processo endotérmico das cadeias poliméricas empacotadas de forma distinta durante a sua produção. Tal ordenação das cadeias é reduzida no ABS impresso por conta das taxas abruptas de resfriamento do material (VIDAKIS *et al*, 2020).

A Figura 27 é o resultado das curvas de resposta do PETG em seu formato filamentosos e impresso. Os picos endotérmicos de suas T_g ocorreram nas temperaturas de 80,86 °C e 80,52 °C para o PETG filamentosos e PETG impresso, respectivamente. Tais valores são consideravelmente próximos da T_g indicada pelo fabricante em suas especificações técnicas (80 °C) e dos valores para esse polímero termoplásticos encontrados em trabalhos científicos anteriores, que variam de 74,9 °C a 79,8 °C (SANTANA *et al*, 2018; PASZKIEWICZ *et al*, 2017; WANG K. *et al*, 2021).

Figura 27. DSC do PETG com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso.



Fonte: Próprio autor.

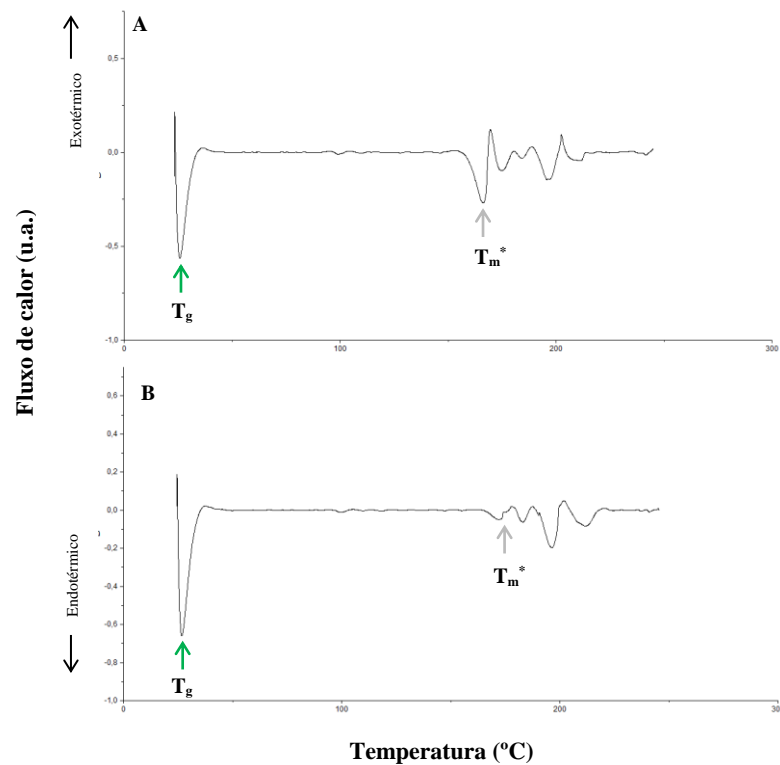
A baixa intensidade dos picos endotérmicos e exotérmicos confirma a natureza amorfa do PETG. A curva de DSC do PETG filamentoso ainda apresenta um pequeno resquício exotérmico em 133 °C que pode representar arranjos minoritários de cadeiras mais organizadas do material, ainda que seja insignificante como transição térmica de fase (SANTANA *et al*, 2018). Sendo um material amorfo, o PETG não apresenta T_c e sua T_m não pode ser considerada como definida. Contudo, é possível identificar nas curvas obtidas os pontos em que as amostras poliméricas apresentam maior resposta endotérmica depois de suas T_g características (T_m^*). Esses pontos ocorrem em 168,81 °C e 157,42 °C para o PETG filamentoso e PETG impresso, respectivamente. A diferença de temperaturas para tais respostas endotérmicas possivelmente se dá pela redução na organização das moléculas do PETG após a manufatura aditiva. Com uma menor ordenação e organização da estrutura molecular, o material se torna mais susceptível às transições térmicas (SILVA *et al*, 2020).

Com relação ao TPU, este é um polímero caracterizado por ter uma baixa T_g , transitando em temperaturas consideradas frias. O comportamento térmico do TPU filamentoso e impresso apresentam características similares, com a T_g marcada pelos picos endotérmicos em uma temperatura de 26,6 °C e 27,2 °C, respectivamente, como pode ser visto na Figura 28. Esses valores encontram respaldo na literatura científica, onde as temperaturas de transição do estado vítreo se iniciam em temperaturas ainda mais baixas (4 °C) (YUAN *et al*, 2016). Em alguns processos de manufatura, o TPU faz sua transição em temperaturas negativas (-26 °C). É importante ressaltar esse comportamento está condizente com a natureza flexível do TPU em temperatura ambiente, que se difere dos demais polímeros. As variações nas T_g estão relacionadas à composição do TPU em segmentos rígidos orientados por ligações intramoleculares de hidrogênio que são responsáveis por sua reticulação e pelos segmentos elastoméricos. A conformação desses segmentos varia de acordo com as fases do processo de manufatura e os parâmetros de polimerização (DATTA *et al*, 2017). Não obstante, a T_g apresentada pelo fabricante do filamento indica uma T_g de 60 °C. Percebe-se, contudo, que esse valor tem respaldo quanto aos parâmetros de impressão, onde valores inferiores para aquecimento da mesa podem levar a descolamento da base do material, bem como a entupimento do bico de extrusão (EROKHIN *et al*, 2019).

Um quadro relevante sobre as diferentes T_g apresentadas pelos polímeros aponta que aqueles que transitam em baixas temperaturas (inferiores a 50 °C) o fazem por quebras em domínios rígidos não cristalinos e menos ordenados presentes no material. Por outro lado, aqueles que possuem T_g superiores (especialmente entre 70 °C e 118 °C) transitam por quebras

em domínios rígidos mais ordenados e derretimento de microcristais presentes no material. Essa relação de ordenamento dos domínios é significativa, portanto, para os comportamentos de transição térmica e memória de forma (DATTA *et al*, 2017). Ainda sobre o TPU, os picos endotérmicos subsequentes à sua T_m^* que ocorrem para as amostras filamentosas e impressas a partir de 168,2 °C e 172,7 °C, respectivamente, sugerem o derretimento de domínios rígidos com maior energia de interação entre as moléculas e efeito do processo de manufatura. O efeito da manufatura está diretamente relacionado à formação de estruturas cristalinas. Após o processo de impressão e resfriamento abrupto das amostras, a redução na formação de domínios ordenados é observada pela menor intensidade do pico endotérmico para o TPU após manufatura aditiva.

Figura 28. DSC do TPU com picos marcados para cada transição térmica presente (T_g , T_m^*), onde (a) é a curva do polímero em formato de filamento e (b) é a curva do polímero impresso.



Fonte: Próprio autor.

A Tabela 5 representa uma compilação das informações obtidas para os polímeros analisados quanto à DSC.

Tabela 5. Resultados obtidos para os polímeros PLA, ABS, PETG e TPU quanto à análise de DSC, onde os dados são apresentados como aqueles observados no experimento para amostras de filamento e impressos tridimensionalmente (3D).

Polímero	Tg filamento (°C)	Tg 3D (°C)	Tc filamento (°C)	Tc 3D (°C)	Tm/Tm* filamento (°C)	Tm/Tm* 3D (°C)
PLA	61,97	62,18	102,7	-	145,20 152,52	142,42 152,57
ABS	102,52	106,10	-	-	140,92 164,36	141,42
PETG	80,86	80,52	-	-	168,81	157,42
TPU	26,6	27,2	-	-	168,2	172,7

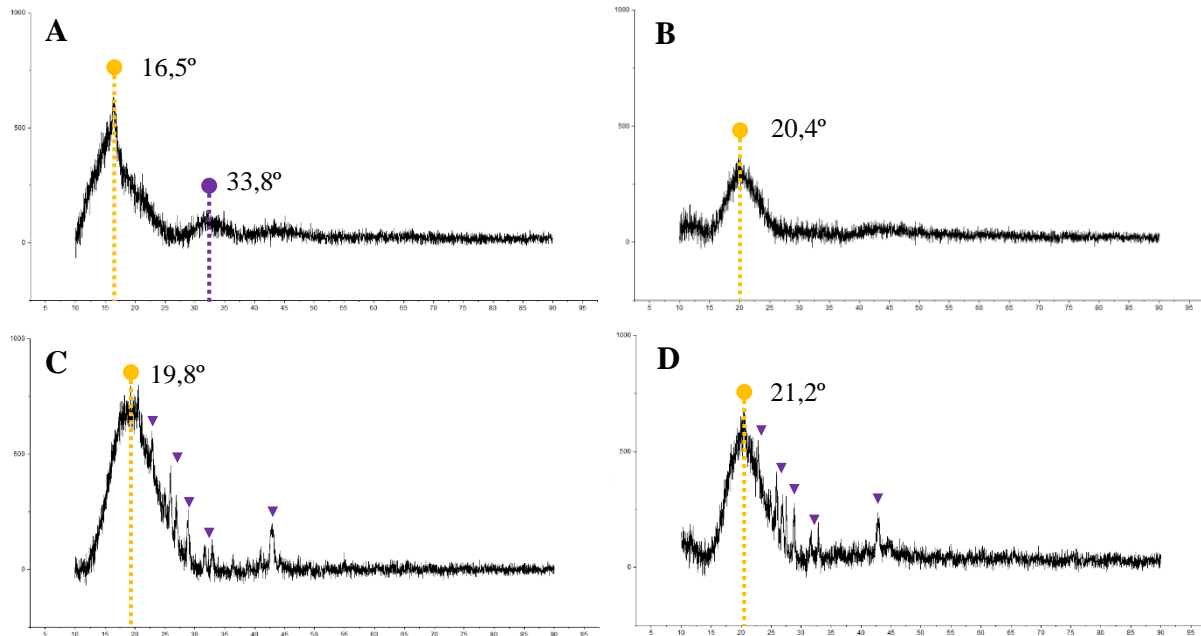
Fonte: próprio autor.

4.2. Difractometria de Raio-x

Os difratogramas dos quatro polímeros foram obtidos a partir da produção de pó das amostras impressas. As curvas presentes na Figura 29 apresentaram comportamento similar quanto à ausência de picos afunilados de alta amplitude em planos específicos e à concentração de picos alargados em ângulos (2θ) entre 10° e 30° . De modo geral, a ocorrência dos picos alargados mostram a predominância dos domínios amorfos nos materiais. Isso ocorre, pois o feixe de raio-x aplicado sobre uma fase amorfa irá se espalhar em diferentes direções, fazendo com que o pico se alargue e a curva de resposta apresente um aspecto mais ruidoso. Por outro lado, a fase cristalina de um outro material faria com que o feixe de raio-x se espalhasse em uma direção específica e apresentasse, portanto, picos proeminentes, estreitos e bem definidos em ângulos específicos (REN *et al*, 2021).

Os picos do PLA, ABS, PETG e TPU estão centrados, respectivamente, em 2θ igual a $16,5^\circ$, $20,4^\circ$, $19,8^\circ$ e $21,2^\circ$, conforme pode ser visualizado na Figura 29. Pela não especificidade dos picos ao redor desses ângulos devido ao desordenamento das cadeias, não é possível definir precisamente os planos em que estão as fases que levaram ao espalhamento dos feixes. Os valores centrais dos picos e formato da curva de resposta estão adequados com o que apresenta a literatura científica, onde os valores se encontram entre 15° e 21° para PLA (CARDOSO *et al*, 2019; CHU *et al*, 2017), 17° e 20° para ABS (BANDEIRA *et al*, 2016; LU G. *et al*, 2020), 18° e 24° para PETG (SHI *et al*, 2019; GRECO *et al*, 2012) e 18° e 21° para TPU (KABIR S. *et al*, 2020; MEI *et al*, 2020).

Figura 29. DRX dos polímeros (a) PLA, (b) ABS, (c) PETG e (d) TPU. Nos difratogramas, as marcações amarelas representam os picos proeminentes abrangentes de domínios amorfos e as marcações roxas representam os picos de menor intensidade relativos à orientação preferencial de uma porção do material e/ou domínios de cristalinidade.



Fonte: Próprio autor.

Observa-se alguns aspectos que diferenciam o comportamento dos materiais. É possível verificar no DRX do PLA a formação de um pico esparsos de baixa intensidade centrado em 2θ igual a $33,8^\circ$. Esse efeito é considerado comum para alguns materiais amorfos, onde novas fases amorfas são formadas para 2θ superiores devido a presença de domínios nanométricos estruturalmente desordenados (SUN *et al*, 2018). Quanto ao ABS, o pico centrado em $20,4^\circ$ possui menor intensidade quando comparado aos demais. Tal comportamento pode ter se dado devido à menor massa do pó resultante do polímero quando colocado dentro do equipamento de DRX. Nos difratogramas do PETG e TPU é possível identificar alguns picos estreitos e de menor intensidade espalhados nos ângulos de $22,5^\circ$, $26,0^\circ$, $27,0^\circ$, $28,5^\circ$, $32,5^\circ$ e $42,5^\circ$. Uma das razões possíveis para o surgimento desses picos é a influência da pigmentação em branco dos polímeros que promoveu domínios de cristalinidade de pequena concentração. Em trabalho conduzido por Shi H. *et al* (2016), foram levantados registros de picos específicos inferiores ao pico amorfo abrangente e predominante relativos à coloração do material. Por exemplo, a adição de pigmentação em polímeros termoplásticos usados em impressão 3D elevou em um estudo a cristalinidade a até $5,05\% \pm 0,18\%$ para a cor branca, frente a $0,93\% \pm 0,06\%$ para o material em sua cor natural e $2,62\% \pm 0,09\%$ para a cor preta (SHI H. *et al*, 2016). Nesse estudo,

o PETG e TPU apresentaram taxas de cristalinidade, calculadas a partir da razão das integrais da área cristalina (picos estreitos) pela área amorfa, de 10,46% e 9,08%, respectivamente. Por outro lado, a taxa de cristalinidade do PLA foi de 4,39% e do ABS, de 4,83%, sendo que ambos foram impressos na cor preta.

Entretanto, nos mesmos ângulos para PLA e ABS, picos de intensidade diminutas e muito próximos da linha de base foram registrados. Dessa forma, outros aspectos podem ter colaborado para o surgimento dos picos específicos para PETG e TPU, como: envelhecimento do material e relação da temperatura de impressão com sua T_g . Estudos anteriores mostram que o envelhecimento natural do polímero com sua exposição às condições normais de temperatura e pressão ambientes, bem como por envelhecimento provocado por aquecimento podem levar ao surgimento de picos que sugerem a formação natural de cristalitos na estrutura do material (OH *et al*, 2020). Com relação à temperatura de impressão, há estudos que relacionam o uso de maiores variações de temperatura de extrusão do material em comparação a suas T_g com a acentuação de picos cristalinos na estrutura do material. Ou seja, a temperatura de extrusão pode potencializar a conformação estrutural dos cristais presentes no material, levando ao surgimento de picos no difratograma (SHI H. *et al*, 2016). A formação desses domínios de cristalinidade não gerou resposta adversa aparente, contudo, nas fases termodinâmicas dos polímeros caracterizadas pelas curvas de DSC. Nessa caracterização, as temperaturas típicas de transição se mantiveram dentro da comparação com outros trabalhos supracitados e não foram verificados picos exotérmicos relevantes que pudessem ter relação direta com a formação de grupos cristalinos minoritários nos difratogramas.

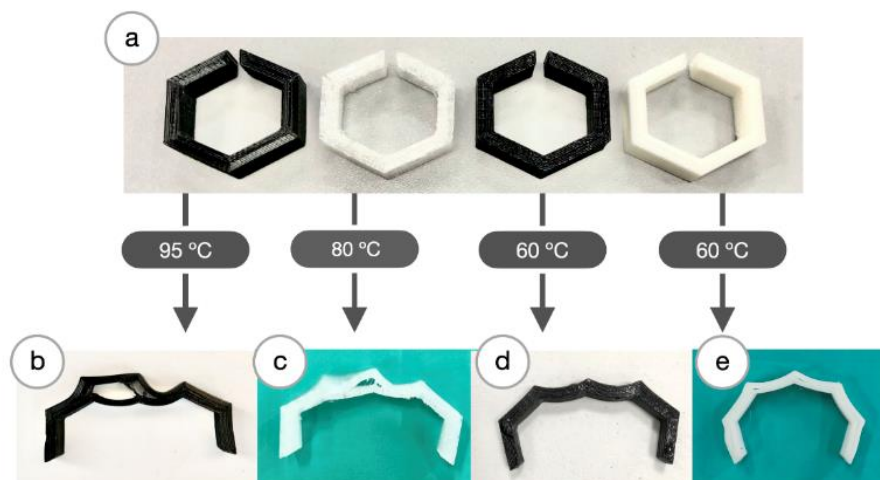
4.3. Memória de forma

O teste de memória de forma foi desenhado para avaliar o comportamento dos polímeros quando estimulados por temperatura, tendo suas respectivas T_g como referências. O comportamento dos materiais à temperatura impacta diretamente seu uso pretendido final como malha modelável sobre a pele humana. Ou seja, valores de temperatura para modelagem distintos daqueles considerados a partir de suas T_g e apresentação de falhas mecânicas nas camadas de impressão do material após a deformação são considerados como críticos (HARDY *et al*, 2016; YANG *et al*, 2017). O formato hexagonal das amostras se baseou no conceito de formato pretendido para a órtese final. Estudo de revisão bibliográfica avalia que os dois modelos de orifícios em órteses para ventilação da pele que apresentam melhor comportamento mecânico são o formato hexagonal e diagrama de Voronoi. Todavia, o trabalho avalia que o

formato hexagonal confere maior estabilidade para o dispositivo. O estudo se baseou, especificamente, em modelos de órteses de pulso e articulação radiocarpal (LI *et al*, 2018).

A primeira etapa da avaliação, que trata da deformação inicial das amostras, requereu ajuste na temperatura de banho do TPU. Durante o processo de aumento da dimensão da abertura, o TPU apresentou maior maleabilidade quando comparado com os outros polímeros em temperatura igual ou inferior à sua T_g (60 °C). Contudo, sua conformação morfológica se apresentou naturalmente dinâmica e instável, fazendo com que após a deformação do material, este reduzisse o tamanho da abertura mesmo após o resfriamento. Ressalta-se, portanto, a natureza flexível do material a temperaturas frias. Assim, foi necessário aumentar a temperatura de banho para 80 °C para que, durante o processo de resfriamento de 90 segundos em temperatura ambiente, fosse possível estabilizar a abertura da amostra entre 3,0-4,0 mm. Com relação às amostras de PETG, duas foram descartadas e substituídas, pois, mesmo apresentando facilidade de deformação em sua T_g (80 °C), essas amostras tiveram destacamento completo de suas camadas superficiais. As amostras de ABS apresentaram, igualmente, destacamento de suas camadas dentro da temperatura especificada de banho (95 °C). No entanto, justifica-se tal destacamento, pois a temperatura de banho é inferior à T_g do material de 107 °C. Não foram observadas complicações na deformação das amostras de PLA. A Figura 30 traz imagens das amostras antes e após o processo de deformação nos valores especificados de banho.

Figura 30. Resultado do processo de deformação mecânica das amostras poliméricas após banho em água aquecida às T_g , onde (a) são as amostras de ABS, PETG, PLA e TPU da esquerda para a direita, (b) é o ABS após deformação com destacamento de camada, (c) é o PETG após deformação com destacamento de camada, (d) é o PLA após deformação e (e) é o TPU após deformação sem destacamento relevante de camada.



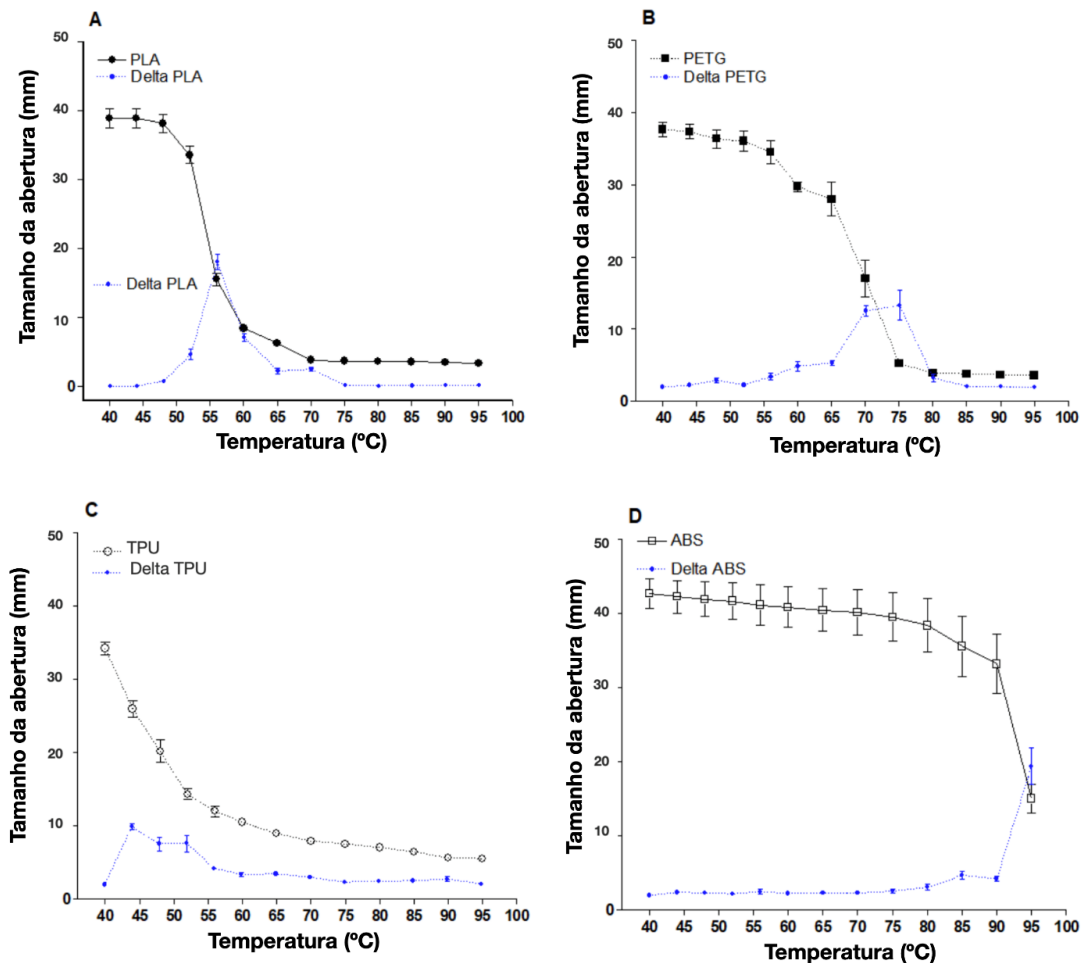
Fonte: Próprio autor.

As medidas das aberturas das amostras foram realizadas após a imersão dos polímeros e a cada passo de elevação da temperatura, de 44 °C a 95 °C, como descrito na metodologia. Foram correlacionadas as T_g das amostras com a dimensão das aberturas, bem como a temperatura de banho em que as aberturas voltaram à faixa de dimensão entre 3,0-4,0 mm. Essa faixa mais abrangente de tolerância de 1 mm para o tamanho da abertura (28,57% do tamanho original de 3,5 mm) foi definida, pois o processo de memória não representa uma resposta de precisão. Assim, faixas mais estreitas de tolerância não seriam compatíveis para essa análise, que visa a avaliação de tendência e comportamento do material sob estímulo da temperatura. Ademais, sendo o estímulo térmico o utilizado para controle da memória de forma, as dimensões tenderam a reduzir à medida que a temperatura do banho aumentou.

As amostras de PLA reduziram suas dimensões de abertura para $8,5 \text{ mm} \pm 0,95 \text{ mm}$ em sua T_g (60 °C) e para $3,9 \text{ mm} \pm 0,52 \text{ mm}$ (dentro da faixa de tolerância original da abertura) à 70 °C. As amostras de TPU reduziram a abertura para $10,5 \text{ mm} \pm 1,04 \text{ mm}$ em sua T_g (60 °C) e o menor valor de abertura obtido foi de $5,6 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$ em 90 °C, fora da faixa de tolerância da dimensão original da abertura. As amostras de PETG reduziram a abertura para $3,92 \text{ mm} \pm 0,43 \text{ mm}$ em sua T_g (80 °C), sendo esse valor contido dentro da faixa de tolerância da dimensão original da abertura. O ABS não reduziu o tamanho de sua dimensão de forma a ficar contido na faixa de tolerância mesmo no maior valor de temperatura de banho (95 °C), onde apresentou um valor de $16,5 \text{ mm} \pm 3,1 \text{ mm}$.

Os momentos em que as amostras apresentaram maior variação de dimensão (Δ_d) foram registrados. Para o PLA, seu maior Δ_d de $16,9 \text{ mm} \pm 1,5 \text{ mm}$ ocorre abaixo da sua T_g , em 56 °C. Para o TPU, o seu maior Δ_d de $6,3 \text{ mm} \pm 1,8 \text{ mm}$ ocorre em 44 °C. Essa temperatura é consideravelmente inferior à sua T_g (60 °C) e à temperatura de banho para deformação (80 °C). Assim também, foi a mais próxima do valor adequado de temperatura para redução de riscos de queimadura da pele humana, cujo limiar é de 44 °C (BENDER *et al*, 2020). Para o PETG, o maior valor de Δ_d foi de $10,98 \text{ mm} \pm 1,58 \text{ mm}$ para a temperatura de 70 °C, abaixo da sua T_g de 80 °C. Para o ABS, o maior Δ_d foi de $20,3 \text{ mm} \pm 3,35 \text{ mm}$ e ocorreu em 95 °C, limiar de temperatura do estudo. A Figura 31 representa as curvas de respostas dos materiais com as variações de suas aberturas para as amostras em banho de diferentes temperaturas, bem como seus respectivos valores de Δ_d .

Figura 31. Curvas de respostas dos materiais às variações de suas aberturas em função da mudança de temperatura e a relação de Δ_d dessas alterações para (a) PLA, (b) PETG, (c) TPU e (d) ABS.



Fonte: Próprio autor.

Dentre os polímeros estudados, o PLA foi o que apresentou menor temperatura para que ocorresse uma transição morfológica definitiva. Na literatura científica, o emprego da propriedade de memória de forma do PLA para fins biomédicos é extensivo. Isso se dá, pois, além de um material biocompatível, possui propriedades mecânicas adequadas para aplicações ortopédicas (LEIST *et al*, 2017; ZHANG *et al*, 2018). No caso do TPU, ele é considerado tipicamente um material com boa resposta à mudança de forma, além de possuir baixa densidade, alta resistência à abrasão e propriedades excepcionais para manuseio (modelagem) em baixas temperaturas. Os resultados mostraram que o TPU foi o que recondição sua forma após a deformação (Δ_d) em menor temperatura (44 °C), ainda que não tenha retornado ao tamanho original da abertura após o aquecimento superior à sua T_g de 80 °C. Tal característica facilita sua personalização biomédica e modelagem sobre a pele do usuário, por trabalhar com temperaturas inferiores a 44 °C (BENDER *et al*, 2020). Contudo, possui baixas propriedades

mecânicas quando comparado ao PLA e ABS. Dessa forma, seu uso para fins ortopédicos pode ser limitado (MEMARIAN *et al*, 2018). O PETG, assim como o PLA, teve seus pontos de deformação e mudança para a forma original, incluindo seu Δ_d , próximos à T_g ou inferiores em até 10 °C abaixo da T_g . Estudos indicam que o PETG, tipicamente, transita de formas abaixo da sua T_g em até 20 °C. No entanto, é um polímero termoplástico que tem sua resposta termodinâmica diretamente afetada por sua exposição a ambientes úmidos ou ao envelhecimento em condições ambientes regulares (GUO *et al*, 2018).

Com os resultados obtidos, os polímeros PETG e ABS foram os que apresentaram características menos apropriadas em termos de memória de forma e termodinâmica para o presente estudo. O ABS requer temperatura acima do ponto de ebulição da água (107 °C) para ser modelado. Essa característica pode limitar sua aplicação abrangente por profissionais da saúde ou implicar na adição de outros componentes à sua composição, que podem alterar suas propriedades originais (MURARIU *et al*, 2016). O PETG também transita em temperaturas acima do PLA e TPU, bem como foi o material que apresentou deslocamento das camadas de impressão com mais facilidade ao longo de suas alterações morfológicas. Com relação ao PLA e TPU, foram os dois polímeros estudados com menores temperaturas para mudança de forma. Enquanto o primeiro é mais estável e tem propriedades adequadas inclusive para aplicações invasivas em que há impacto biomecânico de até 47 MPa (SENATOV *et al*, 2016), o segundo é flexível e pode ser modelado em temperaturas inferiores a 44 °C.

4.4. Molhabilidade

A molhabilidade da superfície dos polímeros pode ser analisada por meio do ângulo de contato ($\theta < 90^\circ$) entre a gota e a amostra analisada. Ângulos de contato inferiores a 90° caracterizam uma superfície hidrofílica, ou seja, uma superfície que possui afinidade com a água. Por outro lado, ângulos de contato superiores a 90° são tidos como hidrofóbicos, que possuem afinidade com substâncias não polares (OH Jun *et al*, 2018). Superfícies hidrofílicas se caracterizam como mais susceptíveis à adesão celular e são, portanto, usadas preferencialmente quando se trata de dispositivos biomédicos implantáveis que requerem integração da superfície do material com o meio biológico (POOJA *et al*, 2020). Para sistemas não invasivos, a não ocorrência de efeito alérgico ou irritação da pele é um aspecto relevante. Nesse sentido, trabalhos de revisão científica indicam que o uso de superfícies e solventes hidrofílicos reduzem o potencial irritante do material quando em contato com a pele (NIZIOŁ-ŁUKASZEWSKA *et al*, 2017).

Na Tabela 6 estão dispostos os valores médios das três medidas de ângulos de contato obtidos para as 04 amostras poliméricas analisadas nesse trabalho de PLA, TPU, ABS e PETG.

Tabela 6. Ângulos de contato obtidos para os polímeros termoplásticos PLA, TPU, ABS e PETG

Polímero	Ângulo de contato em graus (θ)
PLA	$86,20 \pm 2,65$
TPU	$80,00 \pm 5,80$
ABS	$108,96 \pm 0,40$
PETG	$79,75 \pm 8,69$

Fonte: Próprio autor.

Observa-se que, com exceção do ABS, os demais polímeros avaliados demonstraram comportamento hidrofílico ($\theta < 90^\circ$). O ABS é caracterizado como um material tipicamente hidrofóbico, sendo usado, inclusive, como membrana nanofibrosa para revestimento de superfícies a fim de conferir a elas uma resposta hidrofóbica ao meio (NIKNEJAD *et al*, 2021). Destaca-se, ainda, que o desvio padrão relativamente maior obtido para o PETG se deve à topografia heterogênea do material e predominância de poros entre as camadas. A inadequação do uso de ataques químicos para superfícies poliméricas e a dificuldade de homogeneização da superfície do PETG com lixa trazem essa diferenciação. Durante a preparação do material, mesmo com a utilização de lixas finas (referência 900), o material apresentou rugosidade entre as junções de suas camadas de impressão ou destacamento das camadas com a continuação do lixamento.

4.5. Exposição a agentes químicos e análise de MEV

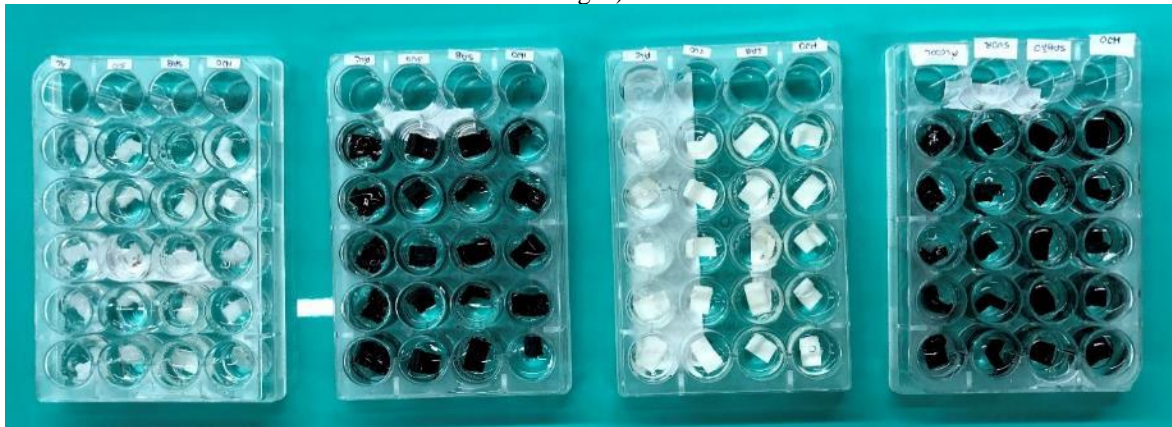
O uso dos materiais avaliados nesse estudo se propõe a definir quais são os mais adequados para a formulação da órtese a ser usada em região radiocarpal. A articulação dessa região é fundamental para a realização de atividades cotidianas que relacionem movimentos de controle motor fino, como segurar uma caneta, abrir uma porta e levar um copo de água a boca, e movimentos de controle motor grosso, como a sustentação de objetos de alta massa, utilização de um martelo e realização de atividade física (TOTH *et al*, 2020). Ainda que a órtese se destine a restringir a realização de atividades que levem à movimentação da articulação para a regeneração óssea adequada, ela ainda estará sujeita a agentes externos presentes no cotidiano. Componentes como água, sabão e álcool estão presentes na higienização de partes do corpo e de objetos de forma frequente (BREIDABLIK *et al*, 2020). Ademais, o uso de órteses de imobilização pode levar a um quadro indesejável de acúmulo de sudorese entre o material e a

epiderme humana (EKWALL *et al*, 2018). Assim, a avaliação do efeito de tais agentes sobre a estrutura da órtese se faz necessária.

Não obstante à importância dessa avaliação, não foram identificados na literatura científica trabalhos que visem investigar o impacto da exposição de biopolímeros impressos por agentes químicos relacionados ao cotidiano do usuário (BUGATTI *et al*, 2020; HUSSAIN *et al*, 2020; MIN *et al*, 2020). Os trabalhos, em sua maioria, se voltam à análise não de possível efeito adverso, mas do uso de tais agentes de forma integrada ao estudo proposto. Assim, vê-se o uso de álcool na metodologia de síntese dos materiais ou em sua composição molecular, como no uso de poli(álcool vinílico) (PVA) como meio de dispersão de hidróxidos duplos em camadas de Zn/Al sobre nanotubos de carbono (BUGATTI *et al*, 2020). Outrossim, a relação da sudorese com os polímeros se dá principalmente para a fabricação de biossensores não invasivos, como para mapeamento da concentração de ureia no corpo (HUSSAIN *et al*, 2020). As pesquisas mais fortemente relacionadas aos efeitos de agentes bioquímicos ao material estão vinculadas a dispositivos invasivos e sem relação direta com o cotidiano. Nesses casos, a investigação se baseia no efeito de fluidos corporais e seus parâmetros como, por exemplo, sobre o efeito do pH sanguíneo sobre sistemas de transporte de fármacos (MIN *et al*, 2020).

A metodologia aplicada, portanto, permitiu a avaliação das amostras poliméricas em meio concentrado de 04 agentes bioquímicos (água, álcool, suor e sabão) e por longo prazo (40 dias). Durante a inspeção diária dos poços de descanso das amostras para reposição dos agentes, foram feitos registros de variações observadas visualmente. A partir do dia 8, as amostras de TPU nos poços de sabão e álcool apresentaram ligeira mudança de cor, migrando de tom branco-perolado para uma coloração mais amarela, especialmente nos extremos. A partir do dia 11, o PETG apresentou comportamento similar ao TPU para os mesmos agentes bioquímicos. A ligeira mudança de cor pode estar relacionada à oxidação superficial do material em meio fluídico e/ou à liberação de partículas impregnadas no material por sobreaquecimento momentâneo do bico de extrusão dos polímeros durante a impressão. Em ambos os casos, não há registro de que possam afetar diretamente as propriedades do material, dadas suas dimensões macrométricas (JING *et al*, 2020). Não foram identificadas quaisquer outras variações aparentes, como aparição de fissuras, destacamento de camadas, mudança morfológica visível, alteração significativa de cor ou outros. A Figura 32 é o registro de imagens das amostras organizadas nos poços com os agentes químicos aplicados. As amostras de controle foram reservadas em poços de placas distintas para evitar contaminação durante o manuseio.

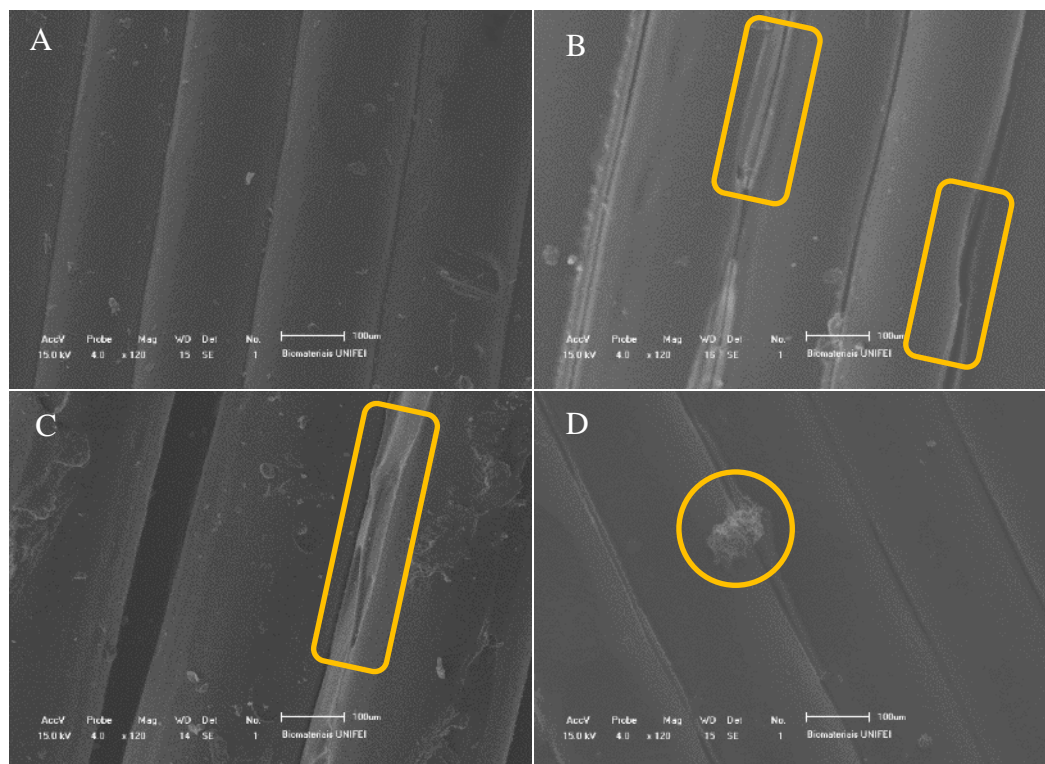
Figura 32. Amostras expostas aos agentes químicos, organizadas por polímero (das placas da esquerda para a direita, PETG, PLA, PETG, ABS) e agente (das colunas de poços da esquerda para a direita, álcool, suor, sabão e água).



Fonte: próprio autor.

Transcorridos os 40 dias, as amostras foram preparadas com corte longitudinais para a análise de imagem utilizando o MEV. As características gerais das amostras mostram um alinhamento paralelo das camadas de deposição de filamento. O processo de extrusão pode conferir falhas estruturais ao paralelismo das camadas, apresentando rugosidades intersticiais, deposição indevida de pequenas frações poliméricas e ranhuras na superfície do material. Todas as amostras apresentaram tais aspectos, que estão relacionados ao processo de manufatura e não à exposição aos agentes químicos. A deposição paralela das camadas pode ser observada em todas as imagens obtidas com resolução de 120 vezes, cujo formato está destacado na Figura 33-a. Os destaques feitos na Figura 33-b e na Figura 33-c representam a rugosidade entre as camadas implicada, possivelmente, por condicionamento de quantidade excessiva de filamento fundido e/ou pela constrição ocorrida durante o momento de resfriamento do polímero. Fração excedente do material pode ser visualizada na Figura 33-d, onde uma partícula se encontra no interstício das camadas, possivelmente, liberada pelo bico extrusor no momento da deposição do filamento e/ou no momento de atrito entre as camadas. Eventual ranhura na superfície da amostra é resultado da proximidade do bico sobre a amostra e/ou força de cisalhamento gerada pelo próprio filamento em deposição.

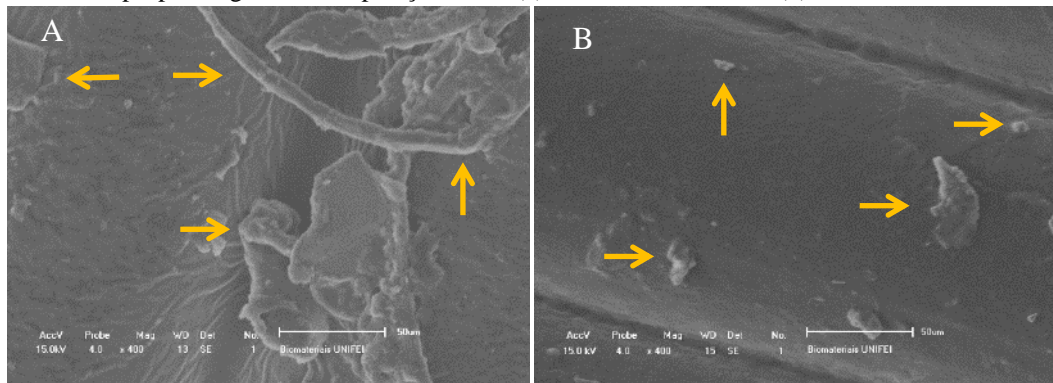
Figura 33. MEV das amostras poliméricas para (a) ABS em amplificação de 120x, (b) TPU com destaque para a rugosidade entre as camadas, (c) PETG com destaque para a rugosidade entre as camadas, (d) PLA com destaque para fração de material excedente da manufatura.



Fonte: próprio autor.

Com relação às amostras submetidas a agentes químicos, em todas elas foram observados resquícios possivelmente oriundos do processo de manufatura ou de materiais ressecados usados na exposição, especialmente para amostras de álcool em gel e sabão. Os resquícios podem ser resultado da remoção pouco profunda e superficial das amostras antes da submissão ao MEV, a fim de evitar que atrito mecânico gerado pela remoção dos agentes pudesse alterar as superfícies. Destaques aos resquícios nas amostras de ABS submetidas a sabão e álcool podem ser identificados na Figura 34. Não foram visualizados indícios ou formas características de proliferação microbiana em nenhum grupo. As imagens foram comparadas com trabalhos prévios de MEV para polímeros impressos. Excetuando as falhas comuns destacadas anteriormente, não houve quaisquer alterações incomuns de superfície das amostras de PLA, ABS e PETG em todos os grupos avaliados (BHANDARI *et al*, 2019; WU *et al*, 2019).

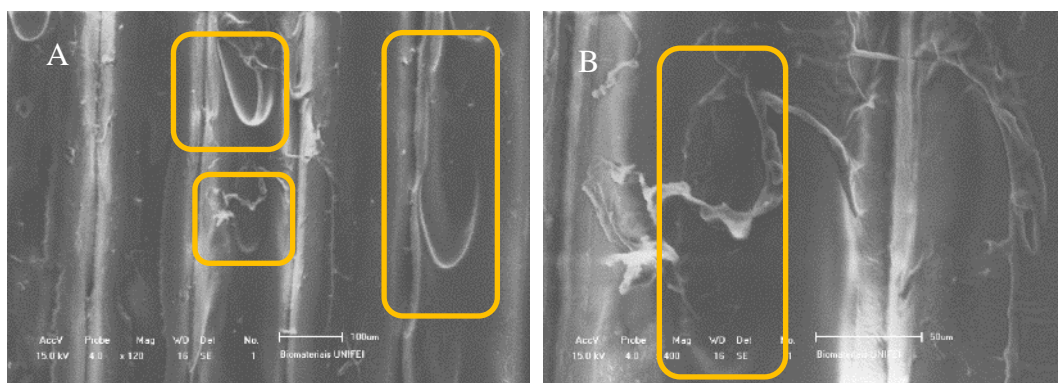
Figura 34. MEV do ABS com destaques para resquícios possivelmente originados durante a manufatura aditiva ou dos próprios agentes de exposição, onde (a) é o ABS em álcool e (b) é o ABS em sabão.

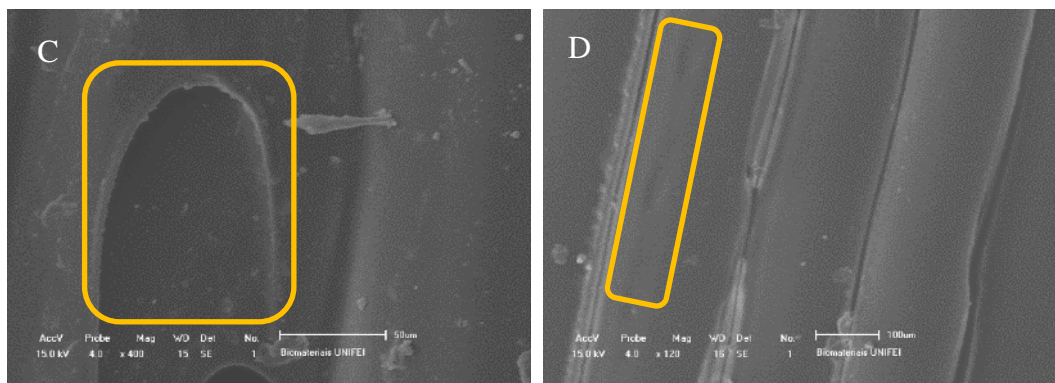


Fonte: próprio autor.

As imagens do grupo TPU submetido ao álcool apresentaram uma superfície com distinções acentuadas. Rugosidades excessivas foram visualizadas em algumas partes do material, com presença de sulcos não visualizados em outros polímeros, como pode ser identificado na Figura 35. Para aprofundar a análise, inicialmente a imagem com magnitude ampliada da amostra em 400 vezes foi usada para verificar a possível presença de sedimentos que caracterizassem o efeito de remoção ou degradação pelo álcool. No entanto, os sedimentos poliméricos não foram encontrados. Na sequência, outras regiões da mesma amostra foram avaliadas. Os sulcos e rugosidades encontrados em outras áreas da amostra são compatíveis com aqueles vistos em amostras de outros de TPU. Ademais, os sulcos presentes nas microscopias foram comparados com os grupos de controle e água

Figura 35. Identificação de sulcos no MEV do TPU exposto ao álcool, (a) amplificação de 120x e (b) amplificação de 400x. Em (c) o TPU exposto à água com amplificação de 400x com destaque para um sulco como o observado no TPU exposto à água e em (d) o TPU de controle com a presença de uma estria de sulcos em amplificação de 120x.





Fonte: próprio autor.

Assim, como o defeito mapeado foi local dentro de uma porção da amostra, comparáveis com os observados nos demais grupos do TPU e não foram identificados sedimentos poliméricos, concluiu-se que ele pode se referir, igualmente, ao processo de manufatura. A literatura científica aponta que o TPU é comumente mais flexível e extensível que a maioria dos polímeros termoplásticos. Tais características fazem com que ele seja mais suscetível a pequenas variações de temperatura durante a extrusão, que podem justificar a deformação superficial. Ademais, é um polímero mais aderente quando em manufatura aditiva, fazendo com que seu desprendimento do bico extrusor seja dificultado e a deposição ocorra de forma irregular, formando sulcos. Por fim, sendo um material que apresenta variação morfológica em baixas temperaturas, a composição das camadas pode apresentar relevos distintos à medida que são sobrepostas (CHRIST *et al*, 2017; KIM K. *et al*, 2017; HARRIS *et al*, 2019; TZOUNIS *et al*, 2020; LÉON *et al*, 2019).

4.6. Avaliação dos conceitos da órtese e manufatura

A análise do conceito da malha polimérica, cujo conteúdo e forma de investigação via solicitação ao CEP estão especificados no Anexo A, retornaram a avaliação de 7 profissionais da área da saúde especializados em ortopedia. A revisão dos conceitos pelos profissionais da saúde é considerada uma importante etapa do processo de definição das características do projeto e posterior transferência tecnológica. Isso se dá, pois o objetivo central da pesquisa é a definição de uma órtese com eletroestimulador que englobe recursos que sejam aceitos pela comunidade médica, uma vez que a adesão de dispositivos impressos para imobilização e regeneração ainda é limitada apesar dos muitos estudos nessa temática (BHAVSAR *et al*, 2020). Dessa forma, a presença dos profissionais da saúde permitiu a confirmação ou revisão parcial do entendimento obtido por meio da fundamentação teórica.

A pontuação obtida por cada aspecto do conceito apresentado aos profissionais da saúde está contida na Tabela 7. Os aspectos que obtiveram concordância plena e unânime (3 pontos totais) são os que estabelecem que (a) o gesso ortopédico aquece a região da lesão e retém acúmulo de líquido, como água e suor, (b) que o gesso ortopédico permite o acúmulo de bactérias e odor excessivo na região, (c) que o uso de eletroestimuladores permitem a redução do tempo de tratamento e (d) que o uso de eletroestimulador por CMC é vantajoso por não ter contato direto com a pele ou aplicar corrente direta sobre ela, evitando riscos ao paciente. Vê-se, portanto, que as principais desvantagens do gesso ortopédico identificadas na literatura encontram respaldo na percepção da prática médica. Assim também, o emprego de eletroestimuladores é conhecido e visto como benéfico pelos profissionais, bem como eles compreendem a importância de aspectos que mitiguem riscos elétricos envolvidos. Essa avaliação reforça a necessidade de evitar a utilização contínua ou prolongada de aparato elétrico ao longo do dia pelo usuário. Portanto, o emprego da eletroestimulação por CMC, identificada como a de menor tempo efetivo de aplicação diária (30 min/dia), reforça sua relevância (CAI *et al*, 2020; EHNERT *et al*, 2019; NUNES *et al*, 2020). Ainda sobre o eletroestimulador, aspectos tidos como inovações dessa pesquisa frente aos estudos identificados na fundamentação teórica tiveram concordância alta (igual ou superior a 2,5 pontos). Esses aspectos foram sobre uso de recursos que alertem o paciente quanto ao momento do uso do eletroestimulador e a aplicação de eletroestimulação por CMC como propícia para a regeneração óssea.

Tabela 7. Relação de questionamentos sobre conceitos apresentados aos profissionais da saúde entrevistados e a média com desvio padrão das avaliações feitas, com notas podendo ser atribuídas de 0 a 3.

Conceito	Avaliação (u.a.)
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: sobreaquecimento e retenção de umidade na região onde o GO será colocado, por suor ou água. O quanto você concorda com essa afirmação?	3,00 ± 0,00
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: acúmulo de bactérias e odor excessivo na região entre o GO e a pele humana. O quanto você concorda com essa afirmação?	3,00 ± 0,00
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: dificuldade de visualização e acompanhamento da progressão do tratamento. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,29 ± 0,76
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: redução de funções cotidianas do paciente não diretamente relacionadas à fratura. Por exemplo, o momento do banho é dificultado. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,71 ± 0,40
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: resistência ao tratamento pelo paciente, principalmente por aspectos estéticos. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,0 ± 0,63
O uso do gesso ortopédico (GO) em imobilização de membros possui algumas desvantagens. Uma delas é: tempo de recuperação prolongado, por ser um material inerte, que apenas imobiliza, mas não atua diretamente para acelerar o processo de recuperação. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,43 ± 0,79

Conceito	Avaliação (u.a.)
As órteses impressas em 3D para imobilização de membro fraturado tradicionais possuem como desvantagem a alta mobilidade do paciente. Ou seja, a região não fica totalmente imobilizada, atribuindo graus de liberdade à movimentação do paciente. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,00 ± 0,82
As órteses impressas em 3D para imobilização de membro fraturado tradicionais possuem como desvantagem a dificuldade do médico conseguir definir os pontos de fixação. Ou seja, a órtese não consegue estabilizar a região fraturada como o gesso ortopédico. O quanto você concorda com essa afirmação?	1,71 ± 1,11
As órteses impressas em 3D para imobilização de membro fraturado tradicionais possuem como desvantagem a facilidade do paciente removê-la, prejudicando o resultado do tratamento. O quanto você concorda com essa afirmação?	1,71 ± 1,11
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto o uso de uma malha maleável impressa em 3D para ser posicionada sobre a região da fratura, ou seja, sobre os pontos de interesse para fixação e estabilização ortopédica. Uma segunda malha de imobilização será colocada sobre a primeira, a fim de evitar movimentação do paciente. Esse conceito resolve o problema visto nas órteses impressas de não possuírem pontos de fixação bem definidos e permitirem graus liberdade para movimentação do paciente. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,43 ± 0,79
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto o uso de orifícios nas malhas para permitir a ventilação da pele do usuário. Assim também, os materiais usados na impressão são biocompatíveis. Esses aspectos do conceito evitam acúmulo de bactérias, odor e irritação da pele. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,86 ± 0,38
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, a malha de imobilização deve ser aquecida ao redor de 55 °C para se tornar maleável. O uso da malha de fixação antes da modelagem da malha de imobilização sobre o braço do paciente ajudaria a evitar que a malha aquecida tivesse contato direto com a sua pele. Esse conceito permite que a malha seja moldada de acordo com a anatomia do paciente, bem como evita queimaduras. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,80 ± 0,45
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto que a malha de imobilização tem dimensões pré-formatadas ao braço do paciente. Uma vez aquecida, o profissional da saúde terá ao redor de 20 segundos para modelá-la sobre o braço do paciente ou até que a temperatura da malha fique menor que 50 °C. Esse tempo é entendido como suficiente para a modelagem, uma vez que a malha de imobilização impressa já possui dimensões próximas às da antropometria do paciente. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,50 ± 0,55
De forma geral, o uso de eletroestimuladores, por meio da aplicação de campos magnéticos e/ou eletromagnéticos sobre a região fraturada, é benéfico para o tratamento. Eles permitem, quando usados por um tempo e com especificações de intensidade e frequência adequadas, acelerar a reintegração óssea e, consequentemente, a recuperação do paciente. Ou seja, auxilia na redução do tempo de tratamento. O quanto você concorda com essa afirmação?	3,00 ± 0,00
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto um eletroestimulador por campo magnético combinado (CMC) que, de acordo com a literatura científica, precisa de aplicações de 30 min/dia para auxiliar na aceleração da recuperação da fratura. O uso de CMC é conhecido como propício para recuperação de fraturas ósseas. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,50 ± 0,55
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposta uma forma de alertas luminoso e sonoro para o paciente não se esquecer do momento da realização da eletroestimulação. O sistema também conta quantas vezes o paciente fez a eletroestimulação, sendo que a contagem ocorre apenas quando o sistema de controle está acoplado ao eletroestimulador. Esses recursos do conceito evitam o problema do paciente se esquecer da realização diária da eletroestimulação ou reportar ao profissional da saúde de forma equivocada que fez todas as sessões, quando não as realizou na realidade. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,83 ± 0,41
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto um eletroestimulador por campo magnético combinado (CMC) que não requer que eletrodos metálicos sejam colocados diretamente sobre a pele do paciente. Tampouco exige que corrente elétrica direta seja aplicada ao corpo do paciente durante a eletroestimulação, sendo aplicado tão somente o campo magnético/eletromagnético. Esse aspecto do conceito evita problemas de choques elétricos e queimadura por corrente elétrica ao paciente. O quanto você concorda com essa afirmação?	3,00 ± 0,00
No conceito do projeto descrito na documentação entregue, foi proposto que a malha de imobilização seja presa ao braço do paciente por tiras de tecido. Uma possibilidade é que as tiras possam ser acopladas a um sistema eletrônico portátil, que avise quando elas forem tiradas ou abertas. Essa possibilidade seria um recurso válido para acompanhamento do profissional da saúde, que saberia que o paciente não usou a malha todo o tempo. Assim, poderia instruir o paciente sobre os problemas oriundos da remoção da malha para seu tratamento. O quanto você concorda com essa afirmação?	2,86 ± 0,38

Fonte: próprio autor.

O formato de uma malha que seja dividida em duas fases também teve concordância dos entrevistados (superior a 2 pontos). A solução proposta no conceito visa a redução da movimentação da articulação do paciente, facilidade de posicionamento da órtese e prevenção a queimaduras no momento da modelagem sobre o corpo. Assim, previu-se a composição da órtese com uma malha de fixação para recobrimento específico da área da fratura e uma malha de imobilização para estabilidade mecânica sobreposta à primeira. Essa solução foi direcionada para mitigar as desvantagens de dispositivos impressos identificados em estudos prévios, como dificuldade de imobilização adequada e imprecisão na definição do ponto de imobilização exato da fratura (WANG *et al*, 2017; UPADHYAY *et al*, 2017). O conceito da malha com seus orifícios para evitar o acúmulo de bactérias e surgimento de odor excessivo é visto também como um aspecto relevante, sendo assim uma estratégia relevante para minimizar essa característica não desejável do gesso ortopédico.

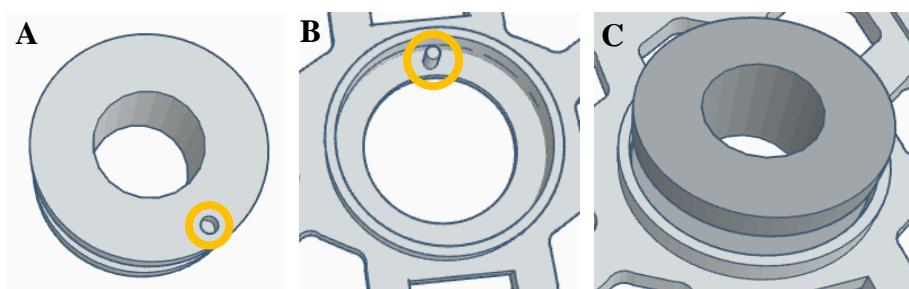
Dois aspectos foram considerados de baixa relevância (inferior a 2,0 pontos) e alta divergência (desvio padrão superior a 1,1). O primeiro aspecto trata da impossibilidade de estabilização adequada da área fraturada com a órtese impressa. O segundo se relaciona à facilidade de remoção da órtese impressa pelo paciente. Tais avaliações dizem respeito às percepções dos entrevistados na comparação entre o método tradicional por gesso ortopédico e o método por manufatura aditiva. Adiante na pesquisa, quando se questionou sobre os usos específicos de malha de fixação para ampliar a imobilização e de aparato que indique a remoção indevida do material pelo paciente, os entrevistados atribuíram pontuação alta, ou seja, igual ou superior a 2,5. Dessa forma, entende-se que a baixa concordância sobre os dois aspectos não diz respeito à proposta de solução dada, mas sim sobre a comparação entre gesso ortopédico e material impresso. Ou seja, percebe-se que os entrevistados não conseguiram convergir sobre qual método é considerado mais desvantajoso sobre a desestabilização da fratura e remoção da órtese. Portanto, investigações mais aprofundadas em pesquisas futuras podem discriminar com mais clareza quais as melhorias que podem ser aplicadas dentro desses conceitos.

Assim, os aspectos considerados relevantes pelos entrevistados, totalizando 88,89% daqueles apresentados no questionário, corroboraram com características definidas para a órtese, como: (a) orifícios para ventilação da área recoberta a fim de reduzir a umidade local e acúmulo de sujidades e microorganismos, (b) composição de duas malhas sobrepostas para garantir a imobilização da área fraturada e facilitar a definição dos pontos de fixação, (c) utilização de temperatura como estímulo para alteração morfológica das malhas sobre o corpo do paciente para garantir sua personalização, (d) utilização de campo eletromagnético como

meio de estimulação em contraposição à aplicação de corrente direta para evitar riscos biológicos, (e) integração do eletroestimulador à órtese como diferencial para a aceleração do tratamento, (f) aplicação de técnica de CMC por 30 minutos diários de exposição e (g) inclusão de sistema de controle sobre as aplicações de estimulação realizadas.

A Figura 21 é uma representação do projeto 3D da malha polimérica de fixação feita no TinkerCad®. As paredes mais espessas lateralmente visam garantir o preenchimento e imobilização dos pontos de fixação, ou seja, os pontos de relevância para a regeneração da fratura. O posicionamento das paredes pode ser alterado para diferentes casos de fratura, facilitando a apropriação adequada do tratamento ao paciente. Por meio da Figura 22 é possível verificar o projeto 3D da malha de imobilização. O aparato posicionado na parte da malha que recobrirá a região dorsal inferior da mão e próxima da articulação radiocarpal foi desenhado para permitir o acoplamento do eletroestimulador. O posicionamento do aparato é ajustável no projeto, de forma a se alocar próximo à região da fratura ou mesmo ter prevista a alocação de mais de um eletroestimulador. A Figura 36 destaca o encaixe no suporte da bobina do eletroestimulador com um pino de encaixe na saliência da malha de imobilização para permitir o encaixe e melhor acoplamento entre as partes.

Figura 36. Detalhes do projeto do suporte da bobina do eletroestimulador e da saliência de encaixe na malha, onde (a) tem destaque em amarelo para um orifício no suporte da bobina para encaixe em um (b) pino na malha de imobilização e, em (c), o suporte acoplado à malha.

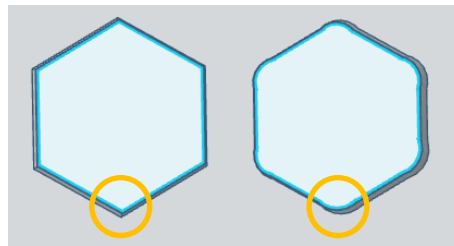


Fonte: Próprio autor.

Os acessos laterais devem ser usados para passagem das tiras de fechamento da órtese. Os orifícios foram desenhados hexagonalmente para promover a ventilação local, garantindo maior estabilização mecânica, bem como seus vértices foram arredondados. O arredondamento dos vértices visa reduzir a possibilidade de acúmulo de sujidades e dificuldade de limpeza da malha, sendo esse um aspecto considerado relevante pelos entrevistados. A Figura 37 é um

comparativo entre um orifício hexagonal convencional e um orifício hexagonal com os vértices arredondados.

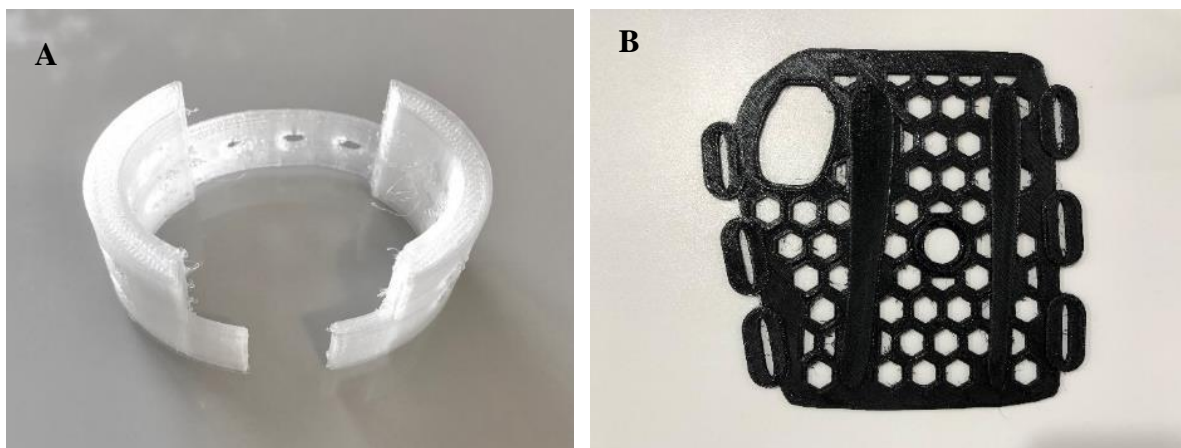
Figura 37. Formato de orifícios para a malha de imobilização com destaques para os vértices, onde (a) é representa um orifício hexagonal convencional e (b) o orifício hexagonal com vértices arredondados utilizado no projeto.



Fonte: próprio autor.

A definição dos polímeros utilizados para a manufatura das malhas seguiu os resultados obtidos na caracterização do PLA, TPU, ABS e PETG. Assim, a malha de fixação foi produzida usando filamento de TPU por apresentar maior maleabilidade a baixas temperaturas, facilitando o posicionamento e ajuste sobre a região fraturada. A malha de imobilização, por sua vez, foi produzida usando filamento de PLA por apresentar melhor estabilidade mecânica à temperatura ambiente e menor temperatura de alteração morfológica quando comparado com o ABS e PETG, garantindo maior versatilidade na modelagem da malha sobre o corpo do paciente. Com relação ao formato da malha de imobilização, foram desenhadas e impressas duas faixas laterais próximas às regiões de maior curvatura na hora da modelagem com o propósito de reduzir o risco do surgimento de trincas, como apontado pelos trabalhos de *design* digital presentes na plataforma *Thingiverse* (THINGVERSE, 2021). A Figura 38 representa as malhas resultantes logo após a impressão.

Figura 38. Impressão da órtese composta de (a) malha interna de fixação e (b) malha externa de imobilização.



Fonte: próprio autor.

A utilização de duas malhas impressas a fim de garantir maior estabilização da estrutura fraturada e facilidade de posicionamento sobre o punho do paciente foi identificada em apenas um trabalho científico. Neste caso, os autores desenvolveram duas malhas sobrepostas de mesmo tamanho, sendo que a interna foi impressa em ABS e a externa foi manufaturada em policarbonato. Os autores limitaram os resultados à exposição do conceito, sem análise das propriedades dos materiais resultantes ou dos aspectos do formato em contraposição com o que há na literatura científica (KIM H. *et al*, 2015). Ainda que a restrição na disponibilização dos dados dificulte uma comparação ou avaliação aprofundada, é possível discutir criticamente o uso de ABS como malha interna, pela dificuldade de modelagem sobre o punho da pessoas e rigidez do material que ainda pode apresentar espaços internos de movimentação. Com relação à malha externa, o uso de policarbonato limita o emprego de técnicas de manufatura aditiva, podendo impactar o processo de produção das malhas pelo próprio profissional da saúde, aumentar o tempo de aquisição do material e tornar mais complexo o processo de modelagem 3D do dispositivo (KIM H. *et al*, 2015). Após a impressão, as malhas foram modeladas sobre o punho de uma pessoa, como mostrado na Figura 39.

Figura 39. Modelagem das malhas impressas sobre o punho de uma pessoa para ilustração da forma de utilização, onde (a) representa apenas a colocação da malha de fixação e (b) o uso conjunto da malha de fixação com a malha de imobilização.



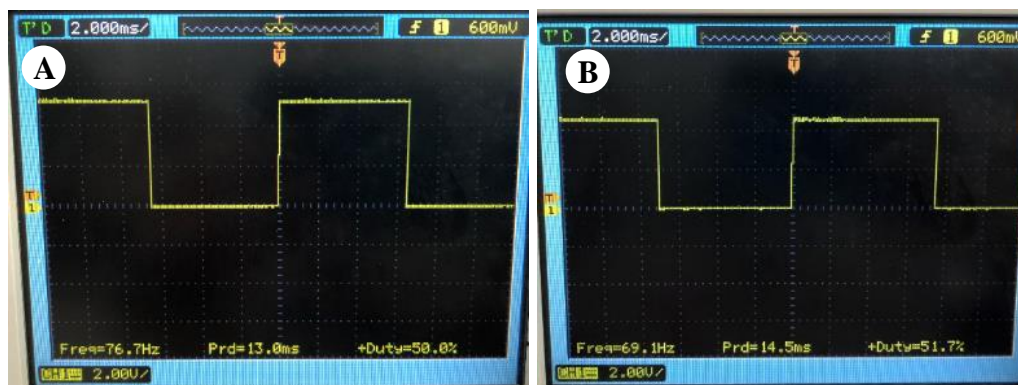
Fonte: Próprio autor.

4.7. Análise dos geradores de sinais

A geração do sinal é a etapa inicial da aplicação da eletroestimulação. As características de frequência (Hz) e *duty cycle* (%) são definidas nessa fase. Foram avaliados dois circuitos possíveis, sendo um microcontrolado e outro não microcontrolado. O sistema microcontrolado foi desenvolvido tendo um Arduino UNO como o sistema central para a produção da onda. Sendo um sistema de processamento digital, a onda produzida pelo Arduino é originalmente quadrada. Da mesma forma, o sistema não microcontrolado gera uma onda quadrada em sua saída, formulada pelo componente LM555 configurado como oscilador astável. Para obtenção da onda quadrática pelo circuito microcontrolado, foi desenvolvido um algoritmo em linguagem *Wiring*, baseada em C++, na plataforma de desenvolvimento do Arduino UNO. O código utiliza a porta digital/PWM número 7 e o comando principal "*tone(pino,frequência)*" para a geração da onda, onde a frequência foi parametrizada inicialmente para 76,6 Hz. O algoritmo para geração da frequência pode ser identificado no Anexo B.

Para o circuito não microcontrolado, utilizando as equações indicadas pelo fabricante e discriminadas na metodologia (Equações 8, 9 e 10), foram definidos os componentes R_A , R_B e C nos valores comerciais de 1 K Ω , 8,9 K Ω e 1 μ F, respectivamente. Os resultados obtidos por ambos os circuitos foram analisados utilizando um osciloscópio (DSO1052B, *Agilent Technologies*®). As curvas resultantes demonstraram que o circuito microcontrolado foi mais preciso que o circuito não microcontrolado em termos de frequência. É possível identificar as curvas e seus parâmetros de resposta na Figura 40. Enquanto o Arduino (microcontrolado) produziu um sinal com frequência de 76,7 Hz com *duty cycle* de 50,0%, o LM555 (não microcontrolado) produziu um sinal com frequência de 69,1 Hz com *duty cycle* de 51,7%. A diferença entre os valores calculados e medidos para o circuito não microcontrolado se devem, principalmente, à faixa de tolerância dos componentes utilizados, que possuem tolerância mínima de 1%. Ressalta-se que, em termos práticos, ainda que haja componentes com tolerância inferior, os valores ideais projetados não são possíveis de serem obtidos sem considerar uma margem de erro. Com relação ao circuito microcontrolado, esse efeito é atenuado, pois a saída do Arduino UNO possui alta impedância, evitando associação indevida com os circuitos conectados em sua saída, e o algoritmo interno é capaz de fazer ajustes mais precisos na frequência (ROSA *et al*, 2017; ARDUINO, 2021).

Figura 40. Sinal PWM gerado pelo (a) sistema microcontrolado, Arduino, e (b) sistema não microcontrolado, LM555.



Fonte: próprio autor.

Ademais, ainda que a frequência de 76,6 Hz tenha sido tomada como referência, foi avaliada a possibilidade de incluir recursos para que pudesse ser ajustada em tempo de execução. Essa possibilidade leva em consideração a avaliação de que múltiplas técnicas de eletroestimulação dificultam a comparação dos resultados e identificação dos melhores parâmetros (BHAVSAR *et al*, 2020). Assim, um dispositivo com controle dinâmico de seus parâmetros pode facilitar, em estudos posteriores, tal comparação. Avalia-se, portanto, que o circuito microcontrolado confere maior facilidade para ajustes na frequência de aplicação, uma vez que esse processo é gerenciado pelo seu algoritmo interno. O circuito não microcontrolado, contudo, requer ajustes nos valores de seus componentes para que a frequência seja alterada. Isso é possível substituindo os resistores e capacitores por modelos variáveis. Não obstante, o ajuste de um componente para ajuste da frequência, pode levar a modificações em seu *duty cycle*, idealmente formulado para 50%. Dessa forma, faz-se necessária a alteração coordenada dos componentes para alterações na frequência que não impactem o *duty cycle* (HAN *et al*, 2020). Haja vista a dificuldade de implementação de tal arranjo, o circuito microcontrolado é considerado mais versátil para a aplicação pretendida.

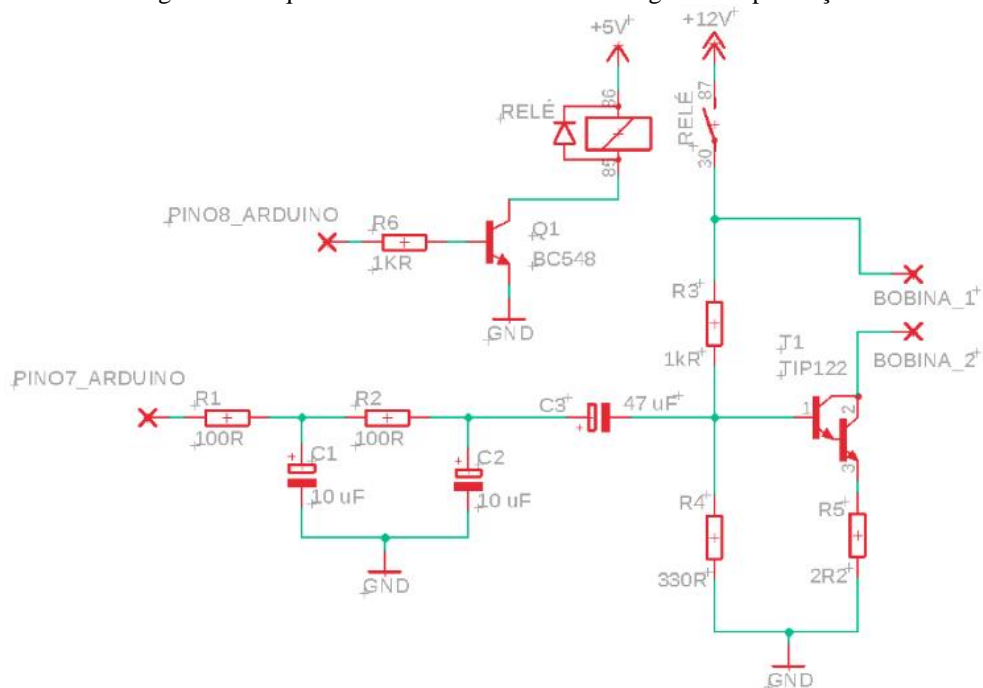
4.8. Análise da curva senoidal

A curva quadrática produzida pelo circuito microcontrolado definido para a geração do sinal deve ser convertida em sinal senoidal para a subsequente produção do campo magnético. Ainda que ondas quadráticas tenham sido usadas em trabalho protótipo para produção de campo magnético, a adequação em onda senoidal se faz necessária para que esteja conforme ao grupo majoritário de trabalhos de eletroestimulação óssea conforme descrito na fundamentação teórica (CHOE *et al*, 2018). O circuito foi montado considerando o projeto definido na metodologia para filtro RC passivo de segunda ordem. A escolha por um filtro de segunda

ordem ao invés de um filtro de primeira ordem se faz para uma curva mais íngreme na resposta da frequência de corte. Ou seja, uma atenuação do sinal a partir da frequência de corte ($f_c = 153,2$ Hz, segunda harmônica), com menor efeito para as frequências anteriores (CHOE *et al*, 2018).

Os resistores do filtro foram montados para o mesmo valor, 100Ω , assim como ambos os capacitores foram calculados como $10 \mu\text{F}$. A saída digital/PWM 7 do Arduino foi conectada à entrada do filtro RC e o sinal resultante foi obtido conectando o osciloscópio à saída do filtro RC, conforme pode ser visto na Figura 41. O sinal resultante apresentou atenuação em sua amplitude, para um valor de pico a pico de 800 mV . Essa redução é parte do processo de filtragem do sinal com frequência de corte próxima à frequência natural de $76,6 \text{ Hz}$. Não se identifica qualquer efeito crítico da atenuação do sinal nessa etapa, uma vez que o sinal a ser tratado pelo transistor de amplificação posteriormente seria naturalmente reduzido e condicionado pelos resistores de base (HUANG *et al*, 2018). A Figura 41 é a representação do esquema elétrico do circuito montado no *Eagle 9.6.2 (Autodesk®)* com recursos de filtragem e amplificação.

Figura 41. Esquema elétrico do circuito de filtragem e amplificação.

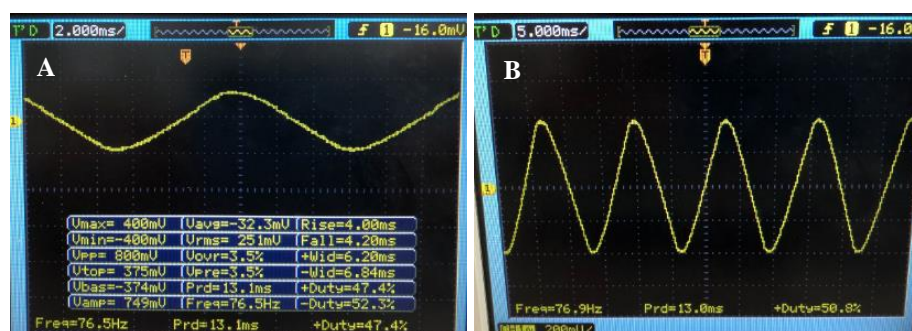


Fonte: Próprio autor.

Assim também, o sinal resultante possui comportamento essencialmente senoidal, ainda que seja possível identificar um leve afunilamento dos picos positivo e negativo. O afunilamento é, mais possivelmente, decorrente da resposta não ideal conferida pelo

desequilíbrio formado no circuito pelas tolerâncias dos componentes empregados. Assim também, o filtro de segunda ordem ainda possui uma elongação na frequência de corte, o que permite a passagem do sinal das harmônicas ainda que atenuadas. Caso o sinal apresentasse maior triangulação ou achatamento dos picos, assim como instabilidade na manutenção da frequência natural (76,6 Hz), poderia ser considerada a incorporação de um filtro ativo com ganho nulo para sinal contínuo e máxima resposta de saída para a banda passante, conhecido como *Butterworth*, de quarta ordem (um nível superior ao filtro de segunda ordem implementado) (MAHATA *et al*, 2018). Todavia, o sinal gerado se manteve estável ao longo da análise feita e o afunilamento dos picos não foi considerado crítico para a resposta pretendida. A Figura 42 é o resultado obtido pelo processo de filtragem do sinal quadrático em senoidal.

Figura 42. Curvas de resposta do sinal senoidal obtido após filtragem do sinal quadrático, com resolução de (a) 500 mV/divisão e (b) 200 mV/divisão.

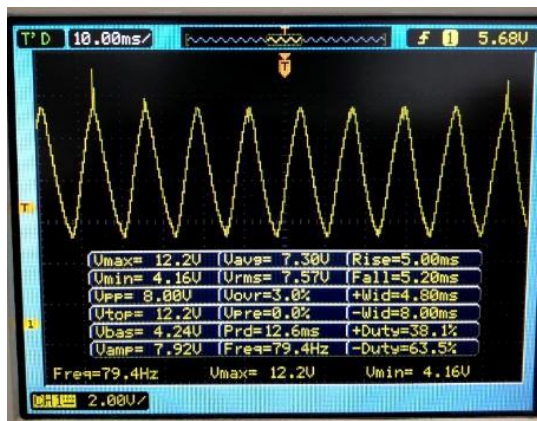


Fonte: próprio autor.

4.9. Análise do circuito amplificador

A resposta do sinal amplificado pelo circuito do transistor TIP122, configurado como emissor comum, foi medida a partir do coletor, onde a bobina foi conectada, utilizando o osciloscópio e multímetro. A corrente alternada passante foi de 98 mA, com tensão média (*offset*) de $8,05 \text{ V} \pm 0,30 \text{ V}$ e tensão máxima de pico de $12,20 \text{ V} \pm 0,19 \text{ V}$. A tensão de *offset* é resultado da polarização positiva do sinal gerado para criação do campo magnético contínuo (0 Hz) concomitantemente com o campo magnético alternado (76,6 Hz), de forma a estabelecer o CMC. As frequências lidas nas cinco amostras coletadas variaram de 76,5 Hz a 78,1 Hz. Esses parâmetros caracterizam o campo elétrico que dará origem ao campo magnético do CMC (YOKOUCHI *et al*, 2020). A alimentação do circuito foi devidamente controlada pelo Arduino (pino 8) por meio do transistor (Q1) ligado ao relé, como visto na Figura 41. Uma amostra do sinal amplificado pode ser visualizada na Figura 43.

Figura 43. Sinal de resposta após amplificação, sendo essa a energia resultante aplicada sobre a bobina para conversão do campo elétrico em campo magnético.



Fonte: próprio autor.

É possível observar espículas nos picos máximos do sinal, que se devem, possivelmente, a ruídos inerentes da rede elétrica na faixa de 60 Hz. A tensão máxima observada de $12,20 \text{ V} \pm 0,19 \text{ V}$, ligeiramente acima da tensão de alimentação de 12V, possivelmente se dá pela diferença de potencial acrescida pelo ruído ou ainda por oscilação dentro da faixa tolerável da fonte de alimentação. Sugere-se que o emprego de filtro de remoção de faixa, conhecido como filtro *Notch*, em 60 Hz pode ser uma solução aplicada a esses cenários (BOR *et al*, 2021). No entanto, como o valor de interesse de 76,6 Hz é próximo à frequência de corte do filtro, 60 Hz faz parte do espectro de frequências investigadas na literatura para efeito terapêutico e a ocorrência das espículas não é permanente de forma a degradar a natureza do sinal, entende-se que o ruído espúrio não interfere negativamente e significativamente na formulação do campo eletromagnético (CHEANEY *et al*, 2020; CAI *et al*, 2020; EHNERT *et al*, 2019; NUNES *et al*, 2020).

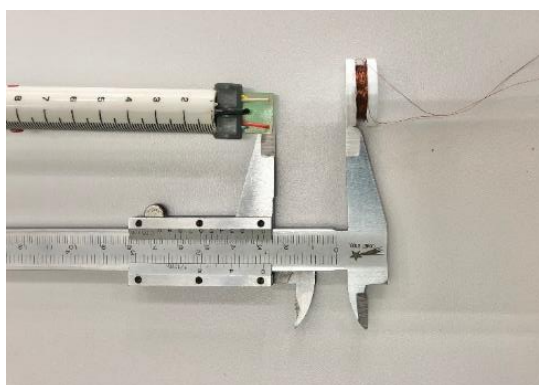
4.10. Caracterização do campo magnético e permeabilidade magnética

O campo magnético gerado em consequência da corrente na bobina condutora foi analisado de duas formas. Primeiramente, foi feita uma análise quanto às intensidades de campo (200 μT , 100 μT , 70 μT , 40 μT e 20 μT) em relação à distância. Em seguida, foi feita uma análise quanto à intensidade de campo espalhado no espectro de baixas frequências.

A Figura 44 representa a captura de um momento do primeiro teste, onde é possível identificar a bobina com seu fio condutor ligado ao circuito de eletroestimulação alinhada frontalmente à ponta de prova do sensor de campo magnético. Os resultados médios obtidos para os 5 registros de dados feitos para cada intensidade de campo magnético com suas respectivas distâncias estão discriminados na Tabela 8. Os valores foram coletados para os dois

cenários de geração de campo magnético na bobina mapeados na metodologia: alternado (76,6 Hz) e contínuo (0Hz). Essa sobreposição dos dois campos é que determina a natureza da técnica de eletroestimulação por CMC (XIA *et al*, 2018).

Figura 44. Avaliação de intensidade de campo magnético sem obstrução entre bobina do eletroestimulador e ponta de prova do analisador de campo, com uso de paquímetro para mensuração da distância.



Fonte: próprio autor.

Tabela 8. Registros dos valores de campo magnético para estimulação na bobina por sinal elétrico alternado e contínuo com as leituras das distâncias de captação do sinal.

Cenário	Intensidade de campo magnético (μT)	Distância (mm)
Campo magnético alternado (76,6 Hz), tensão de pico (V_p) de 12V	200	$10,1 \pm 0,95$
	100	$18,1 \pm 0,89$
	70	$26,0 \pm 1,00$
	40	$35,3 \pm 1,09$
	20	$39,2 \pm 1,15$
Campo magnético contínuo (0 Hz), tensão média (V_{offset}) de 8V	200	$6,8 \pm 0,84$
	100	$12,1 \pm 0,70$
	70	$16,9 \pm 0,92$
	40	$22,8 \pm 0,95$
	20	$31,2 \pm 1,15$

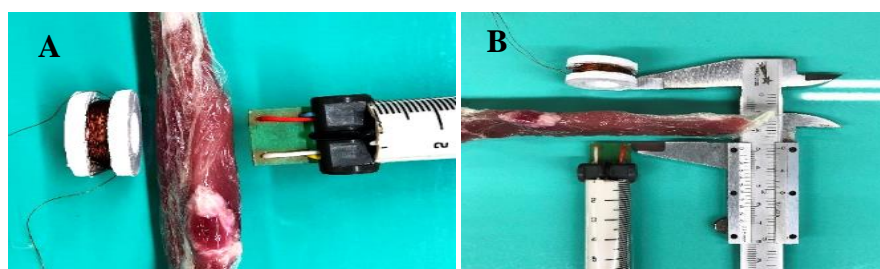
Fonte: próprio autor.

Como demonstrado na fundamentação teórica, especifica-se que os valores praticáveis no uso de CMC para regeneração de fratura óssea são de $40 \mu\text{T}$ em sua porção alternada e de $20 \mu\text{T}$ em sua porção contínua (EHNERT *et al*, 2019; NUNES *et al*, 2020). De acordo com os dados da Tabela 8, a intensidade de $40 \mu\text{T}$ em 76,6 Hz é identificada com o sensor de campo distante $35,3 \text{ mm} \pm 1,09 \text{ mm}$, enquanto que a intensidade de $20 \mu\text{T}$ em 0 Hz é identificada com

o sensor distante $31,2 \text{ mm} \pm 1,15 \text{ mm}$. Esses valores são importantes para a verificação da aplicabilidade da técnica em cenário real, considerando as dimensões médias de punho do paciente. Como o punho humano possui largura média de $65,0 \text{ mm}$, com sua maior área preenchida por tecido ósseo, a parte mais central da medula óssea está afastada, em média, $32,5 \text{ mm}$ da pele humana. A superfície óssea, no entanto, possui pouca distância da epiderme, região mais superficial e externa da pele, dada a baixa concentração de tecido adiposo e muscular na região articular do punho (MOGK *et al*, 2008). Assim, avalia-se que o campo magnético gerado pela bobina tem capacidade de incorporar grande parte da região fraturada do punho, objeto desse estudo. Sua atuação tem papel primordial principalmente na região de formação do calo ósseo, entre a medula e a parte externa do osso. Isso se dá, pois é nessa região onde o processo de vascularização acontecerá de forma mais acentuada, promovendo a circulação de células osteogênicas (e.g. osteoblastos) e minerais fundamentais (e.g. cálcio e fosfato) (FALCINELLI *et al*, 2019; WILLETT *et al*, 2019).

Outro aspecto importante de ser avaliado é a permeabilidade magnética do campo sobre o tecido biológico (músculo bovino do quadril). A literatura científica indica que os tecidos biológicos em geral possuem permeabilidade magnética relativa igual a 1, ou seja, equivalente à permeabilidade no vácuo (SILVA A. *et al*, 2014). Assim, ainda que não se espere interferência dos tecidos biológicos, foi feito um experimento que pudesse indicar se há alguma alteração em intensidade de campo magnético para o eletroestimulador desenvolvido. A configuração do teste pode ser visualizada na Figura 45, onde o tecido biológico se interpôs à bobina do eletroestimulador. Os campos foram medidos nas mesmas distâncias marcadas quando na ausência da carne, incluindo $40 \mu\text{T}$ e $20 \mu\text{T}$. Não foram identificadas alterações estatisticamente significativas nas leituras feitas, comprovando-se o conceito da permeabilidade magnética relativa para os tecidos biológicos e alteração imperceptível na intensidade do sinal.

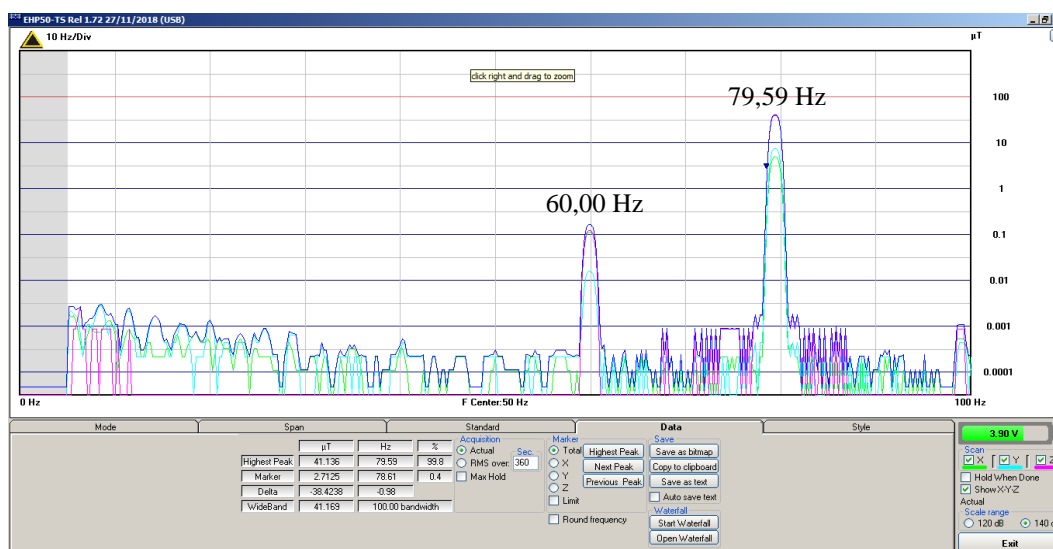
Figura 45. Avaliação de permeabilidade magnética do campo magnético por tecido biológico, com (a) bobina à esquerda, tecido biológico ao centro e ponteira do analisador de campo à direita. Em (b), o paquímetro usado para mensurar a distância da bobina ao analisador.



Fonte: próprio autor.

A análise de intensidade de campo magnético em espaço aberto foi feita em laboratório, conectando o analisador de campo magnético EHP-50 (Narda®) via fibra óptica ao computador, para redução de interferência eletromagnética da condução de sinal elétrico no sistema. A área de teste se manteve a distâncias mínimas de 1,50 m de qualquer dispositivo eletrônico diferente do eletroestimulador e a 2,50 m da rede elétrica da sala (tomadas e lâmpadas). O equipamento foi ajustado para um espectro de 0-100 Hz, ainda que sua faixa de leitura de precisão se inicie a partir de 50 Hz (AERTS *et al*, 2017). O sistema detectou, acima do limiar de campo espúrio ($< 0,1 \text{ uT}$), dois picos proeminentes, conforme mostrado na Figura 46. O pico de maior intensidade de campo foi identificado na frequência de 79,59 Hz com 41,14 uT de intensidade de campo magnético. O segundo pico, de menor intensidade, foi identificado na frequência próxima de 60 Hz com intensidade de 0,20 uT. O primeiro pico é resultado do campo magnético gerado pelo eletroestimulador, enquanto o segundo pico é, muito possivelmente, resultado da interferência de campo magnético residual gerado pela rede elétrica do ambiente.

Figura 46. Curva de resposta de campos magnéticos captados pelo EHP-50, com picos em 79,59 Hz e 60 Hz.

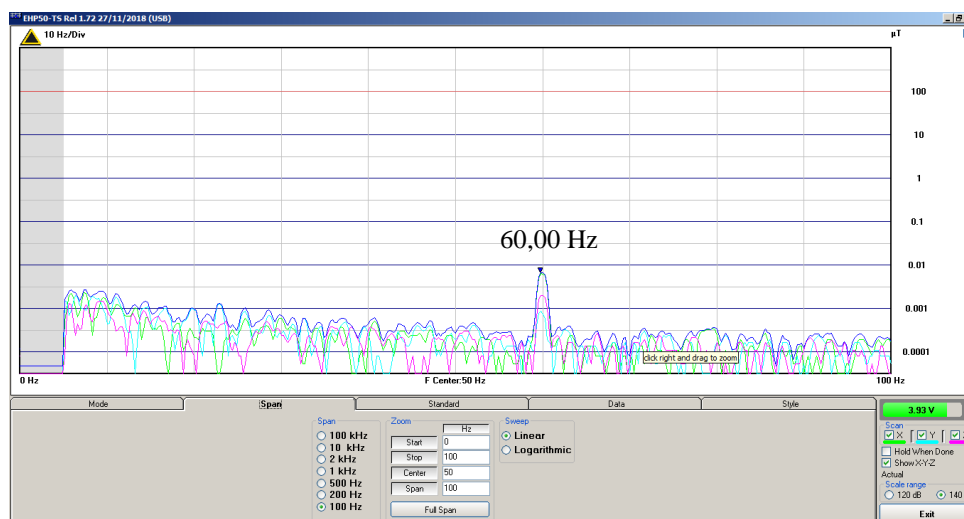


Fonte: próprio autor.

Para comprovar tal interpretação, foi feita uma segunda leitura com o eletroestimulador desligado e afastado da área de teste. Percebe-se a anulação do pico em 79,59 Hz e a presença do pico em 60 Hz, ainda que de menor intensidade ($< 0,1 \text{ uT}$). A amplificação do pico em 60 Hz quando o eletroestimulador é ligado se dá pela própria proximidade do dispositivo alimentado com energia elétrica da rede. Ademais, avalia-se que a frequência do campo magnético de 79,59 Hz gerada pelo eletroestimulador não centrada exatamente em 76,60 Hz (ponto ideal) como tolerância aceitável para avaliação de campo magnético de baixa

intensidade em espaço aberto (AERTS *et al*, 2017). A Figura 47 é a curva de resposta captada pelo analisador sem a presença do campo magnético gerado pela bobina do eletroestimulador.

Figura 47. Curva de resposta de campos magnéticos captados pelo EHP-50, sem a energização da bobina do eletroestimulador, com pico proeminente em 60 Hz.



Fonte: próprio autor.

Ressalta-se que não foi encontrado em sistema similar a aplicação de campo magnético condizente com as características de CMC para um sistema de baixa potência e bobina de dimensões diminutas (2,5 cm de diâmetro) como apresentado nesse estudo. Os equipamentos para ortopedia que usam CMC mapeados na fundamentação teórica são aqueles adquiridos comercialmente, com dimensões entre 15 e 31 cm e aplicação não concomitante com a imobilização (BIOMET, 2021; ORTHOFIX, 2021; DJO GLOBAL, 2021).

O efeito consequente da reduzida dimensão da bobina é sua menor curvatura e abertura de campo magnético (SELIMEFENDIGIL *et al*, 2020), que pode restringir sua aplicação para múltiplas fraturas ósseas. Todavia, a malha polimérica de imobilização permite o posicionamento de mais de um eletroestimulador sobre ela. Assim também, o sistema possui consumo médio de corrente elétrica de 98 mA pela bobina, com fonte de alimentação para o eletroestimulador de 2 ampères e corrente do amplificador transistorizado baseado em TIP122 de 5 ampères (ON SEMICONDUCTORS, 2014). Portanto, o mesmo projeto de eletroestimulador é capaz de fornecer energia elétrica para mais de uma bobina de eletroestimulação, que podem ser posicionadas sobre as regiões distintas da fratura. Dessa forma, os resultados obtidos na formulação do campo magnético pelo eletroestimulador proposto são potenciais e de base inovadora, podendo representar um recurso importante na integração de técnicas de imobilização e regeneração do tratamento.

4.11. Caracterização de aquecimento da bobina

Os valores de temperatura registrados visaram identificar se a passagem da corrente pela bobina por período de até 30 minutos poderia gerar sobreaquecimento da peça por efeito Joule. Observou-se que, a partir de 20 minutos, a bobina satura o aumento no valor da temperatura. Até os 30 minutos mensurados, o valor máximo mensurado ao longo do experimento foi de 63,5 °C. A Figura 48 representa um instante do teste registrado pela câmera termográfica em 30 minutos. É possível perceber que, nesse instante, a temperatura máxima da bobina era de 62,1 °C, enquanto a mínima era de 29,7 °C. A maior densidade de calor, naturalmente, ocorre na proximidade do núcleo polimérico da bobina onde o fio da bobina se encontra enrolado. O centro oco da bobina se mostrou com temperatura relativamente baixa, não ultrapassando o limiar de 42 °C.

Figura 48. Avaliação termográfica de aquecimento da bobina, onde o marcador central na figura representa a medida pontual com valor de 61,8 °C e máxima dentro do registro da imagem feita de 62,1 °C. A barra colorimétrica à direita representa as taxas de variação de temperatura por cor, com valor máximo medido ao longo de todo experimento de 63,5 °C.



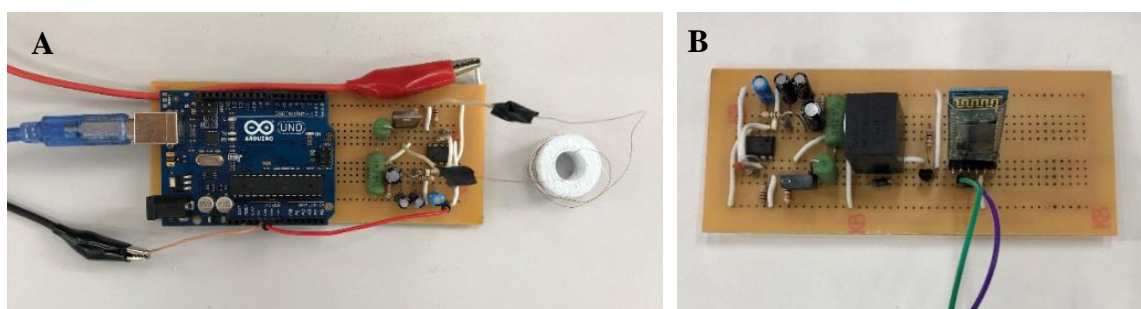
Fonte: próprio autor.

O resultado indica que a dissipação de calor da bobina a pouco milímetro da região do enrolamento não é expressiva. Assim também, a dissipação por condução pode ser desconsiderada, uma vez que a bobina não estará em contato direto com a pele e o TPU da malha de fixação será o material intermediário, sendo polímero com baixa propriedade de transferência de calor. Ressalta-se, no entanto, que o aparato polimérico da bobina não deve ser impresso usando o PLA, uma vez que sua T_g é próxima de 60 °C. Dessa forma, o material pode apresentar deformação mecânica indesejada após a realização da eletroestimulação. Portanto, considerando os polímeros analisados nesse trabalho, o emprego de PETG ou ABS é aconselhado para a manufatura da bobina por apresentarem pontos de T_g superiores. Para esse projeto, o ABS foi escolhido por apresentar maior T_g .

4.12. Análise do sistema de controle e alertas

O sistema de controle foi desenvolvido de forma integrada ao circuito de eletroestimulação. A disposição dos elementos da interface foi feita dentro de caixa polimérica impressa usando PLA, onde o circuito está contido, como pode ser visualizado na Figura 49. O *software* embarcado no Arduino UNO foi desenvolvido apresentando 3 blocos lógicos principais: controle do momento da aplicação da eletroestimulação, recepção do dado de frequência configurada pelo aplicativo e transmissão de dado de contagem de eletroestimulações feitas. O *software* desenvolvido em linguagem *Wiring* (C++) pode ser visto no Anexo B.

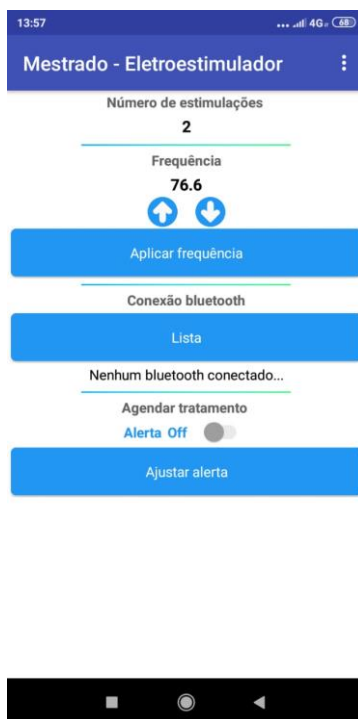
Figura 49. Circuito eletrônico com (a) sistema gerador de sinal com Arduino acoplado e (b) circuito completo com módulo *bluetooth* e relé de controle da tensão de alimentação sem Arduino.



Fonte: próprio autor.

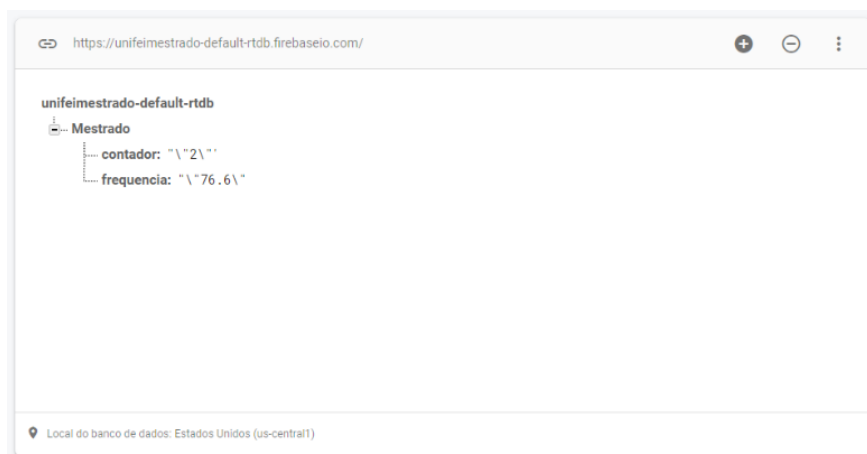
O *software* aplicativo desenvolvido na plataforma *Kodular* possui a tela de operação registrada na Figura 50, enquanto o registro dos dados no banco de dados do *Firebase*, configurado para hospedagem em servidor nos Estados Unidos, pode ser visto na Figura 51. O aplicativo possui os seguintes recursos, de forma sequencial da parte superior à inferior da tela: (a) exibição do número de aplicações de eletroestimulação feitas no paciente; (b) exibição da frequência configurada pelo médico com botões de aumento e redução da frequência, onde os valores variam em ± 5 Hz ao clicar nos botões, com exceção do acréscimo a partir de 70 Hz ou decréscimo a partir de 80 Hz, quando o valor será configurado para 76,6 Hz; (c) botão de aplicação da frequência, que será enviada ao circuito de eletroestimulação via *bluetooth*; (d) exibição de lista de componentes *bluetooth* que o aplicativo reconhece automaticamente e pode se conectar por comando do usuário; (e) exibição de recursos para seleção da hora/minuto de alerta para a aplicação da eletroestimulação; (f) e botão de ativação ou desativação do alerta.

Figura 50. Interface do aplicativo móvel desenvolvido no Kodular com recursos de operação do usuário.



Fonte: próprio autor.

Figura 51. Registro do banco de dados feito no Firebase com valores de contagem de aplicações de eletroestimulação, denominada no banco como “contador” com valor de 2 aplicações, e frequência de campo magnético, denominada no banco como “frequencia” com valor padrão inicial de 76,6 Hz.



Fonte: próprio autor.

A comunicação estabelecida entre o aplicativo de celular e o circuito foi devidamente feita por meio de protocolo *bluetooth*, usando o identificador único do módulo HC-05 dado como 00:19:07:00:03:8C. O código *Blockly* do aplicativo que estabelece essa comunicação e suas funcionalidades pode ser visualizado no Anexo C. Após o estabelecimento dos *softwares* embarcado e aplicativo, assim como das interfaces de operação do sistema, o roteiro de validação detalhado na metodologia foi executado. Os resultados obtidos estão registrados no Quadro 5.

Quadro 5. Resultados obtidos para o sistema de controle e alerta a partir do roteiro de validação estabelecido para a metodologia aplicada.

Teste	Resultado obtido
Transferência de dados do aplicativo ao circuito. Envio do dado de frequência, de 0-90 Hz.	Todos os valores foram recebidos e processados devidamente pelo circuito. Inclusive o valor único com uma casa decimal de 76,6 Hz. A latência observada foi inferior a 1 segundo.
Transferência de dados do circuito para o aplicativo. Envio da contagem de aplicações, com os valores 0, 9, 99 e 999. Os valores definidos representam os limites possíveis para as 3 casas decimais aceitas (a contagem pode ir de 0 a 999 aplicações).	Todos os quatro valores enviados foram recebidos e exibidos no primeiro rótulo do aplicativo. Não foi observada a exibição de valores inconsistentes.
Transferência de dados do circuito para o banco de dados. Realização de ajustes na frequência e recepção de valores de contagem de aplicações. Alteração em 5 valores de cada parâmetro com um intervalo de 2 segundos entre cada valor.	Os valores de frequência e contagem foram devidamente registrados no banco de dados. Não foram observadas duplicidades ou inconsistências nos registros. O padrão de armazenamento do Firebase seguiu o padrão “\”valor\”, onde valor representa as informações de frequência e contagem postas em registros distintos na tabela do banco.
Tempo de alerta do aplicativo quanto ao momento da aplicação. Ajuste de 5 valores diferentes, não concomitantes, de hora e minuto.	Os alertas foram aplicados de forma devida, com a mensagem “hora de fazer a eletroestimulação” aparecendo dentro de uma janela no centro da tela. O tempo médio entre a ocorrência da hora/minuto configurados e o surgimento da janela de alerta foi de 2,4 segundos \pm 0,55. Nenhum dos cinco valores registrados foi superior a 4 segundos.
Tempo de controle de 30 minutos para as aplicações de eletroestimulação a partir do momento em que o botão de início é pressionado.	A resposta média obtida pelo sistema após 5 aplicações foi de 30 minutos e 3 segundos \pm 8 segundos, mostrando-se consideravelmente próxima ao valor programado de 30 minutos.
Operacionalidade da interface, onde os botões devem ser responsivos e os alertas luminosos, funcionais.	Os recursos da interface funcionaram devidamente, não tendo sido observadas dificuldades para pressionamento dos botões, incoerência ou inoperância da função pretendida após pressionar o botão ou falha no alerta luminoso.
Persistência na conexão entre o celular e o circuito mesmo com o aplicativo não sendo utilizado por 30 minutos.	A persistência da conexão foi observada por tempo superior ao previsto, quando o celular permaneceu conectado ao módulo HC-05 por três períodos de 1h30min, quando, após esse período, a conexão foi propositalmente encerrada.

Fonte: próprio autor.

A partir dos resultados alcançados, é possível apontar que o sistema de *softwares* atingiu as funções delineadas para eles. Tais funções são potenciais como forma de engajar o paciente no tratamento e a fornecer ao profissional da saúde mecanismos para acompanhamento mais preciso do tratamento. No aspecto clínico, o sistema permite que o profissional da saúde acompanhe o número de aplicações feitas e faça ajustes na frequência de operação. Neste caso, a possibilidade de ajuste na frequência pode ser potencial para pesquisas futuras onde se compara os diferentes parâmetros de eletroestimulação a fim de definir aquele que melhor se adequa ao tratamento. No aspecto de usabilidade, os recursos de alerta sobre o momento correto para aplicação da eletroestimulação e de confirmação da conclusão devida da eletroestimulação após 30 minutos, uma vez que o valor será registrado no aplicativo, podem conferir maior

segurança e continuidade do paciente no tratamento. O registro dos dados em memória interna (EEPROM) e no banco de dados adicionam à tecnologia maior robustez no tratamento dos dados, evitando perda de histórico médico do paciente mesmo se o circuito apresentar falhas de operação.

O emprego de soluções que envolvam o uso de celulares e aplicativos para a área ortopédica é recorrente, segundo trabalho de revisão de Kuroda *et al* (2020). Elas são usadas como, por exemplo, para posicionamento de artifícios de reabilitação de punho e resposta de precisão quanto ao número de repetições de movimento fisioterapêuticos realizados pelo paciente. Nesses casos, observa-se melhorias no planejamento ortopédico de tratamentos, engajamento dos pacientes e disponibilidade de recursos integráveis ao cotidiano. Destaca-se, ademais, que a proposição de aplicativos implica em custos nulos ou minimizados para os pacientes que possuam celulares (KURODA *et al*, 2020). Não obstante, no levantamento feito na fundamentação teórica, não foi identificado o uso de aplicativos e bancos de dados para engajamento do usuário em tratamento ortopédico. Os projetos majoritariamente operam de forma desconectada da rede de internet, tanto aqueles em etapa de pesquisa, quanto formulados comercialmente. Assim, o sistema de controle e alerta projetado no presente trabalho possui potencial inventivo endereçado para mitigar, de sobremaneira, as dificuldades de engajamento do paciente e acompanhamento do profissional da saúde (BHAVSAR *et al*, 2020).

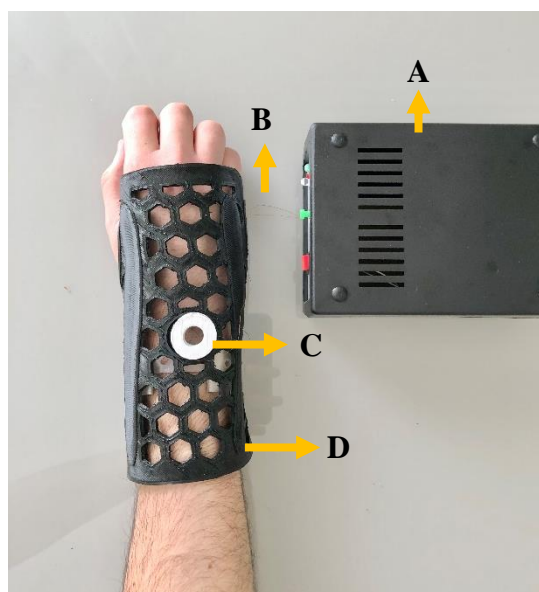
As restrições identificadas no sistema se referem, principalmente, ao meio de conectividade. O módulo *bluetooth* HC-05 possui um circuito de comunicação clássica, não possuindo recursos de um *bluetooth low energy* (BLE). O BLE reduz significativamente o consumo de corrente do módulo, sendo relevante para dispositivos que usam baterias autônomas (FIGUEIREDO *et al*, 2021). Adicionalmente, o HC-05 não possui restrições com o sistema operacional *Android* (Google), mas não permite conexão com o sistema operacional iOS, limitando sua aplicação para celulares da empresa *Apple* (ITEAD STUDIO, 2010). Além disso, a remoção do eletroestimulador da órtese impressa e a ruptura ou remoção da própria órtese não são identificadas pelo sistema de controle. Esses conceitos devem envolver uma avaliação específica de usabilidade do projeto, com testes com grupo de pacientes e acompanhamento de profissionais especialistas.

4.13. Acoplamento do eletroestimulador à órtese

Após o desenvolvimento do eletroestimulador, a bobina deste foi integrado à saliência própria desenhada na malha de imobilização da órtese. A integração aconteceu sem dificuldades

e a bobina se manteve presa mesmo após movimentação moderada, uma vez que esta ficou presa ao encaixa presente na malha. Observou-se que a bobina ficou posicionada sobre a região mais fina da malha de fixação, promovendo um distanciamento máximo entre a bobina e a pele humana de 3 mm. O circuito do eletroestimulador foi protegido em caixa de policloreto de polivinila adquirida comercialmente. A Figura 52 é uma imagem tirada a partir do acoplamento do eletroestimulador à órtese.

Figura 52. Acoplamento do eletroestimulador à órtese, onde (a) é o circuito de eletroestimulação em gabinete, (b) fio da bobina conectado ao circuito, (c) bobina transdutora do campo magnético e (d) órtese impressa.



Fonte: Próprio autor.

5. CONCLUSÃO

A partir dos resultados alcançados a partir da metodologia delineada, é possível concluir que o sistema desenvolvido possui características vantajosas frente àquelas identificadas em tecnologias de imobilização ortopédica e regeneração óssea utilizadas atualmente. Assim também, é possível detalhar a conclusão desse trabalho a partir dos destaques a seguir:

- O uso de ferramentas computacionais se mostrou adequado para a formulação de malhas ortopédicas modeláveis, bem como a manufatura aditiva de biopolímeros termoplásticos demonstrou resultados promissores para a imobilização;
- O projeto da órtese dividido em duas malhas poliméricas com características distintas tem potencial de solucionar restrições de imobilização e estabilização dos pontos de fixação das fraturas ósseas, mapeadas na literatura científica como desvantagens ao emprego da

técnica de manufatura aditiva para essa aplicação, apresentando potenciais vantagens frente ao emprego de técnicas tradicionais, como gesso ortopédico, fibra de vidro e modelos impressos;

- O formato da malha, em congruência com as características e dimensões do eletroestimulador, permite que os dois sistemas podem ser utilizados de forma acoplada e concomitante, unindo funções desenvolvidas para permitir a imobilização e a aceleração da regeneração óssea;
- A geração do campo magnético apresentou resultados compatíveis com aqueles identificados como seguros e efetivos para aplicações terapêuticas de eletroestimulação na literatura científica, sendo que as características, propriedades e formatos do eletroestimulador por CMC e *softwares* indicam aspectos vantajosos não identificados em projetos de pesquisa predecessores;
- Os resultados obtidos se mostraram promissores como contribuição aos estudos para a incorporação de técnicas mais efetivas para o tratamento de fraturas ósseas no contexto da prática médica.

5.1. Sugestões para pesquisas futuras

Sugere-se como pesquisas futuras a partir dos resultados desse trabalho aquelas que se concentrem nos tópicos descritos a seguir:

- Realizar o experimento *in vitro* e *in vivo* do sistema de forma a comparar os resultados obtidos com o eletroestimulador desenvolvido e aqueles obtidos por outros autores que utilizaram estimulação por CMC;
- Realizar a avaliação prática de aspectos funcionais e de usabilidade com pacientes e suporte de profissionais da saúde, solicitando aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa para testes em humanos;
- Aprofundar a avaliação sobre os melhores parâmetros de impressão usando a técnica FFF;
- Avaliar o efeito da aplicação de campo eletromagnético/magnético quanto à tecido muscular e epitelial.

REFERÊNCIAS

ABE, Kensaku; KIMURA, Hiroaki; YAMAMOTO, Norio; SHIMOZAKI, Shingo; HIGUCHI, Takashi; TANIGUCHI, Yuta; UTO, Takaaki; TSUCHIYA, Hiroyuki. Treatment strategy for atypical ulnar fracture due to severely suppressed bone turnover caused by long-term bisphosphonate therapy: a case report and literature review. **Bmc Musculoskeletal Disorders**, [S.L.], v. 21, n. 1, p. 1-7, dez. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

ABE, Takashi; COUNTS, Brittany R.; BARNETT, Brian E.; DANKEL, Scott J.; LEE, Kofan; LOENNEKE, Jeremy P.. Associations between Handgrip Strength and Ultrasound-Measured Muscle Thickness of the Hand and Forearm in Young Men and Women. **Ultrasound In Medicine & Biology**, [S.L.], v. 41, n. 8, p. 2125-2130, ago. 2015. Elsevier BV.

AERTS, Sam; CALDERON, Carolina; VALIČ, Blaž; MASLANYJ, Myron; ADDISON, Darren; MEE, Terry; GOICEANU, Cristian; VERLOOCK, Leen; BOSSCHE, Matthias van Den; GAJŁEK, Peter. Measurements of intermediate-frequency electric and magnetic fields in households. **Environmental Research**, [S.L.], v. 154, p. 160-170, abr. 2017. Elsevier BV.

AFSHAR, Arash; WOOD, Roy. Development of Weather-Resistant 3D Printed Structures by Multi-Material Additive Manufacturing. **Journal Of Composites Science**, [S.L.], v. 4, n. 3, p. 94-105, 18 jul. 2020. MDPI AG.

ARDUINO.CC. Arduino UNO REV3. Disponível em: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>. Acessado em: 15 de fevereiro de 2021.

ASGHARI, Fatemeh; SAMIEI, Mohammad; ADIBKIA, Khosro; AKBARZADEH, Abolfazl; DAVARAN, Soodabeh. Biodegradable and biocompatible polymers for tissue engineering application: a review. **Artificial Cells, Nanomedicine, And Biotechnology**, [S.L.], v. 45, n. 2, p. 185-192, 28 fev. 2016. Informa UK Limited.

BACHHAR, Nirmalya; GUDADHE, Aniket; KUMAR, Anil; ANDRADE, Prem; KUMARASWAMY, Guruswamy. 3D printing of semicrystalline polypropylene: towards eliminating warpage of printed objects. **Bulletin Of Materials Science**, [S.L.], v. 43, n. 1, p. 43-64, 29 jul. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

BANDEIRA, Lucimara; CAMPOS, Beatriz de; CIUFFI, Katia; NASSAR, Eduardo; SILVA, Jorge; OLIVEIRA, Marcelo; MAIA, Izaque. Calcium Phosphate Coatings by Sol-Gel on Acrylonitrile-butadiene-styrene Substrate. **Journal Of The Brazilian Chemical Society**, [S.L.], p. 35-47, 2016. Sociedade Brasileira de Química (SBQ).

BAWALE, Rajesh; SEGMEISTER, Markus; SINHA, Sanjay; SHARIFF, Sajid; SINGH, Bijayendra. Experience of an isolated use of low-intensity pulsed ultrasound therapy on fracture healing in established non-unions: a prospective case series. **Journal Of Ultrasound**, [S.L.], p. 327-345, 30 abr. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

BENDER, Dominik; TWEER, Stephanie; WERDIN, Frank; ROTHENBERGER, Jens; DAIGELER, Adrien; HELD, Manuel. The acute impact of local cooling versus local heating on human skin microcirculation using laser Doppler flowmetry and tissue spectrophotometry. **Burns**, [S.L.], v. 46, n. 1, p. 104-109, fev. 2020. Elsevier BV.

BHANDARI, Sunil; LOPEZ-ANIDO, Roberto A.; GARDNER, Douglas J.. Enhancing the interlayer tensile strength of 3D printed short carbon fiber reinforced PETG and PLA composites via annealing. **Additive Manufacturing**, [S.L.], v. 30, p. 100922-100934, dez. 2019. Elsevier BV.

BHAVSAR, Mit Balvantray; HAN, Zhihua; DECOSTER, Thomas; LEPPIK, Liudmila; OLIVEIRA, Karla Mychellyne Costa; BARKER, John H. Electrical stimulation-based bone fracture treatment, if it works so well why do not more surgeons use it? **European Journal Of Trauma And Emergency Surgery**, [S.L.], v. 46, n. 2, p. 245-264, 6 abr. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

BILLAH, Kazi Md Masum; LORENZANA, Fernando A.R.; MARTINEZ, Nikki L.; WICKER, Ryan B.; ESPALIN, David. Thermomechanical characterization of short carbon fiber and short glass fiber-reinforced ABS used in large format additive manufacturing. **Additive Manufacturing**, [S.L.], v. 35, p. 101299-101309, out. 2020. Elsevier BV.

BIOMET[®]. SpinalPak[®], Non-Invasive Spine Fusion Stimulator System. **Complete Manual and Package Insert**. 2009.

BIOMET[®]. EBI Bone Healing System. **User manual**. 2016.

BLOOMQUIST, Cameron J.; MECHAM, Michael B.; PARADZINSKY, Mark D.; JANUSZIEWICZ, Rima; WARNER, Samuel B.; LUFT, J. Christopher; MECHAM, Sue J.; WANG, Andrew Z.; DESIMONE, Joseph M.. Controlling release from 3D printed medical devices using CLIP and drug-loaded liquid resins. **Journal Of Controlled Release**, [S.L.], v. 278, p. 9-23, maio 2018. Elsevier BV.

BOLDUC, M.; TRUDEAU, C.; BEAUPRÉ, P.; CLOUTIER, S. G.; GALARNEAU, P.. Thermal Dynamics Effects using Pulse-Shaping Laser Sintering of Printed Silver Inks. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 8, n. 1, p. 1418-1426, 23 jan. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

BOR, Hüseyin. Factored infinite series and Fourier series involving almost increasing sequences. **Bulletin Des Sciences Mathématiques**, [S.L.], v. 169, p. 102990-103002, jul. 2021. Elsevier BV.

BOURGINE, Paul Emile; GAUDIELLO, Emanuele; PIPPENGER, Benjamin; JAQUIERY, Claude; KLEIN, Thibaut; PIGEOT, Sebastien; TODOROV, Atanas; FELICIANO, Sandra; BANFI, Andrea; MARTIN, Ivan. Engineered Extracellular Matrices as Biomaterials of Tunable Composition and Function. **Advanced Functional Materials**, [S.L.], v. 27, n. 7, p. 1605486, 11 jan. 2017. Wiley.

BOYACIOGLU, S.; KODAL, M.; OZKOC, G.. A comprehensive study on shape memory behavior of PEG plasticized PLA/TPU bio-blends. **European Polymer Journal**, [S.L.], v. 122, p. 109372-109388, jan. 2020. Elsevier BV.

BREIDABLIK, H.J.; LYSEBO, D.e.; JOHANNESSEN, L.; SKARE, Å.; ANDERSEN, J.R.; KLEIVEN, O.. Effects of hand disinfection with alcohol hand rub, ozonized water,

or soap and water: time for reconsideration?. **Journal Of Hospital Infection**, [S.L.], v. 105, n. 2, p. 213-215, jun. 2020.

BRENZ, Fabrian; LINKE, Susanne; SIMAT, Thomas J.. Linear and cyclic oligomers in PET, glycol-modified PET and Tritan™ used for food contact materials. **Food Additives & Contaminants: Part A**, [S.L.], v. 38, n. 1, p. 160-179, 17 nov. 2020. Informa UK Limited.

BUGATTI, Valeria; VISCUSI, Gianluca; BARTOLOMEO, Antonio di; IEMMO, Laura; ZAMPINO, Daniela Clotilde; VITTORIA, Vittoria; GORRASI, Giuliana. Ionic Liquid as Dispersing Agent of LDH-Carbon Nanotubes into a Biodegradable Vinyl Alcohol Polymer. **Polymers**, [S.L.], v. 12, n. 2, p. 495-505, 24 fev. 2020. MDPI AG.

BURGOS, Nuria; TOLAGUERA, Daniel; FIORI, Stefano; JIMÉNEZ, Alfonso. Synthesis and Characterization of Lactic Acid Oligomers: evaluation of performance as poly(lactic acid) plasticizers. **Journal Of Polymers And The Environment**, [S.L.], v. 22, n. 2, p. 227-235, 14 nov. 2013. Springer Science and Business Media LLC.

CAI, Jing; SHAO, XI; YANG, Qiuju; YANG, Yongqing; YAN, Zedong; LUO, Erping; FENG, Xue; JING, Da. Pulsed electromagnetic fields modify the adverse effects of glucocorticoids on bone architecture, bone strength and porous implant osseointegration by rescuing bone-anabolic actions. **Bone**, [S.L.], v. 133, p. 115266, abr. 2020. Elsevier BV.

CARDOSO, Elizabeth C.L.; PARRA, Duclerc F.; SCAGLIUSI, Sandra R.; SALES, Ricardo M.; CAVIQUIOLI, Fernando; LUGÃO, Ademar B.. Study of Bio-Based Foams Prepared from PBAT/PLA Reinforced with Bio-Calcium Carbonate and Compatibilized with Gamma Radiation. **Use Of Gamma Radiation Techniques In Peaceful Applications**, [S.L.], p. 1-12, 2 out. 2019. IntechOpen.

CASTRO, Teresa C. Avaliação da resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação de suor artificial. Dissertação. **Universidade de São Paulo**, 2008.

CHA, Yong Ho; LEE, Keun Ho; RYU, Hong Jong; JOO, Il Won; SEO, Anna; KIM, Dong-Hyeon; KIM, Sang Jun. Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. **Applied Bionics And Biomechanics**, [S.L.], v. 2017, p. 1-6, 2017. Hindawi Limited.

CHEANEY, Barry; HASHEMI, Mahboub El; OBAYASHI, James; THAN, Khoi D.. Combined magnetic field results in higher fusion rates than pulsed electromagnetic field bone stimulation after thoracolumbar fusion surgery. **Journal Of Clinical Neuroscience**, [S.L.], v. 74, p. 115-119, abr. 2020. Elsevier BV.

CHEN, Tingting; ZHANG, Jun; YOU, Hongjun. Photodegradation behavior and mechanism of poly(ethylene glycol-co-1,4-cyclohexanedimethanol terephthalate) (PETG) random copolymers: correlation with copolymer composition. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 6, n. 104, p. 102778-102790, 2016. Royal Society of Chemistry (RSC).

CHOHAN, Jasgurpreet Singh; SINGH, Rupinder; BOPARAI, Kamaljit Singh. Post-processing of ABS Replicas with Vapour Smoothing for Investment Casting Applications. **Proceedings Of The National Academy Of Sciences, India Section A: Physical Sciences**, [S.L.], p. 101-111, 19 fev. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

CHOONARA, Yahya E.; DUTOIT, Lisa C.; KUMAR, Pradeep; KONDI AH, Pierre P. D.; PILLAY, Viness. 3D-printing and the effect on medical costs: a new era?. **Expert Review Of Pharmacoeconomics & Outcomes Research**, [S.L.], v. 16, n. 1, p. 23-32, 2 jan. 2016. Informa UK Limited.

CHOE, Munmyong; CHOE, Won; CHA, Songchol; LEE, Imshik. Changes of cationic transport in AtCAX5 transformant yeast by electromagnetic field environments. **Journal Of Biological Physics**, [S.L.], v. 44, n. 3, p. 433-448, 7 jun. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

CHRIST, Josef F.; ALIHEIDARI, Nahal; AMELI, Amir; PÖTSCHKE, Petra. 3D printed highly elastic strain sensors of multiwalled carbon nanotube/thermoplastic polyurethane nanocomposites. **Materials & Design**, [S.L.], v. 131, p. 394-401, out. 2017. Elsevier BV.

CHU, Zhuangzhuang; ZHAO, Tianrui; LI, Lin; FAN, Jian; QIN, Yuyue. Characterization of Antimicrobial Poly (Lactic Acid)/Nano-Composite Films with Silver and Zinc Oxide Nanoparticles. **Materials**, [S.L.], v. 10, n. 6, p. 659-678, 16 jun. 2017. MDPI AG.

CUI, Feiyun; JAFARISHAD, Hamed; ZHOU, Zhiru; CHEN, Jiazhang; SHAO, Jiahui; WEN, Qi; LIU, Yuxiang; ZHOU, H. Susan. Batch fabrication of electrochemical sensors on a glycol-modified polyethylene terephthalate-based microfluidic device. **Biosensors And Bioelectronics**, [S.L.], v. 167, p. 112521-112535, nov. 2020. Elsevier BV.

CUIFFO, Michael Arthur; SNYDER, Jeffrey; ELLIOTT, Alicia M.; ROMERO, Nicholas; KANNAN, Sandhiya; HALADA, Gary P.. Impact of the Fused Deposition (FDM) Printing Process on Polylactic Acid (PLA) Chemistry and Structure. **Applied Sciences**, [S.L.], v. 7, n. 6, p. 579-591, 4 jun. 2017. MDPI AG.

DATTA, Janusz; KASPRZYK, Paulina. Thermoplastic polyurethanes derived from petrochemical or renewable resources: a comprehensive review. **Polymer Engineering & Science**, [S.L.], v. 58, n. 1, p. 14-35, 13 jul. 2017. Wiley.

D'AMICO, Tone P.; BARRETT, Connor; PRESING, Joseph; PATNAYAKUNI, Roshni; POURALI, Masoumeh; PETERSON, Amy M.. Harnessing irreversible thermal strain for shape memory in polymer additive manufacturing. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 136, n. 47, p. 48239, 13 jul. 2019. Wiley.

DJO GLOBAL. SpinaLogic[®] Bonet Growth Stimulator. **Physician manual and package insert**. 2021.

EHNERT, Sabrina; SCHRÖTER, Steffen; ASPERA-WERZ, Romina H.; EISLER, Wiebke; FALLDORF, Karsten; RONNIGER, Michael; NUSSLER, Andreas K.. Translational Insights into Extremely Low Frequency Pulsed Electromagnetic Fields (ELF-PEMFs) for Bone Regeneration after Trauma and Orthopedic Surgery. **Journal Of Clinical Medicine**, [S.L.], v. 8, n. 12, p. 2028-2039, 20 nov. 2019. MDPI AG.

EHRMANN, Guido; EHRMANN, Andrea. Investigation of the Shape-Memory Properties of 3D Printed PLA Structures with Different Infills. **Polymers**, [S.L.], v. 13, n. 1, p. 164-179, 5 jan. 2021. MDPI AG.

EKEGREN, Christina; EDWARDS, Elton; STEIGER, Richard de; GABBE, Belinda. Incidence, Costs and Predictors of Non-Union, Delayed Union and Mal-Union Following Long Bone Fracture. **International Journal Of Environmental Research And Public Health**, [S.L.], v. 15, n. 12, p. 2845, 13 dez. 2018. MDPI AG.

EKWALL, Anna; CARLBERG, Eva; PALMBERG, Gunilla; SLOBERG, Rut. An audit of complications of fiberglass cast and hybrid cast for fractures of the foot, ankle and forearm in a Swedish emergency department. **International Journal Of Orthopaedic And Trauma Nursing**, [S.L.], v. 31, p. 32-34, nov. 2018. Elsevier BV.

ELSAWY, Moataz A.; KIM, Ki-Hyun; PARK, Jae-Woo; DEEP, Akash. Hydrolytic degradation of polylactic acid (PLA) and its composites. **Renewable And Sustainable Energy Reviews**, [S.L.], v. 79, p. 1346-1352, nov. 2017. Elsevier BV.

EROKHIN, Kirill S.; GORDEEV, Evgeniy G.; ANANIKOV, Valentine P.. Revealing interactions of layered polymeric materials at solid-liquid interface for building solvent compatibility charts for 3D printing applications. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 1-111485, dez. 2019. Springer Science and Business Media LLC.

FALCINELLI, Cristina; MARTINO, Alberto di; GIZZI, Alessio; VAIRO, Giuseppe; DENARO, Vincenzo. Mechanical behavior of metastatic femurs through patient-specific computational models accounting for bone-metastasis interaction. **Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials**, [S.L.], v. 93, p. 9-22, maio 2019. Elsevier BV.

FIGUEIREDO, Ruben E.; MONTEIRO, Vitor; FERREIRA, Joao C.; AFONSO, Joao L.; AFONSO, Jose A.. Smart home power management system for electric vehicle battery charger and electrical appliance control. **International Transactions On Electrical Energy Systems**, [S.L.], v. 31, n. 4, p. 1-15, 2 fev. 2021. Wiley.

FINA, Fabrizio; GOYANES, Alvaro; GAISFORD, Simon; BASIT, Abdul W.. Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. **International Journal Of Pharmaceutics**, [S.L.], v. 529, n. 1-2, p. 285-293, ago. 2017. Elsevier BV.

FIX IT. Você conhece a tala PunhoFix e para quais casos ela é indicada? Disponível em: <https://usefixit.com.br/imobilizacao/5-usos-para-a-punhofix/>. Acessado em: 14 de fevereiro de 2021.

FONSECA, José Hyczy; BAGNE, Leonardo; MENEGHETTI, Damaris Helena; SANTOS, Gláucia Maria Tech; ESQUISATTO, Marcelo Augusto Marretto; ANDRADE, Thiago Antônio Moretti; AMARAL, Maria Esméria Corezola; FELONATO, Maíra; CAETANO, Guilherme Ferreira; SANTAMARIA, Milton. Electrical stimulation: complementary therapy to improve the performance of grafts in bone defects?. **Journal Of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, [S.L.], v. 107, n. 4, p. 924-932, 28 set. 2018. Wiley.

GAO, Xia; QI, Shunxin; ZHANG, Daijun; SU, Yunlan; WANG, Dujin. The role of poly (ethylene glycol) on crystallization, interlayer bond and mechanical performance of polylactide parts fabricated by fused filament fabrication. **Additive Manufacturing**, [S.L.], v. 35, p. 101414-101426, out. 2020. Elsevier BV.

GE, Qi; SAKHAEI, Amir Hosein; LEE, Howon; DUNN, Conner K.; FANG, Nicholas X.; DUNN, Martin L.. Multimaterial 4D Printing with Tailorable Shape Memory Polymers. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 6, n. 1, p. 31110-31119, 8 ago. 2016. Springer Science and Business Media LLC.

GEORGE, Ashish; SANJAY, M.R.; SRISUK, Rapeeporn; PARAMESWARANPILLAI, Jyotishkumar; SIENGCHIN, Suchart. A comprehensive review on chemical properties and applications of biopolymers and their composites. **International Journal Of Biological Macromolecules**, [S.L.], v. 154, p. 329-338, jul. 2020. Elsevier BV.

GRIGORE, Mădălina. Methods of Recycling, Properties and Applications of Recycled Thermoplastic Polymers. **Recycling**, [S.L.], v. 2, n. 4, p. 24-36, 28 nov. 2017. MDPI AG.

GRECO, Antonio; TIMO, Alessia; MAFFEZZOLI, Alfonso. Development and Characterization of Amorphous Thermoplastic Matrix Graphene Nanocomposites. **Materials**, [S.L.], v. 5, n. 10, p. 1972-1985, 22 out. 2012. MDPI AG.

GUO, Jun; XIAO, Rui; TIAN, Chuanshuai; JIANG, Minqiang. Optimizing physical aging in poly(ethylene terephthalate)-glycol (PETG). **Journal Of Non-Crystalline Solids**, [S.L.], v. 502, p. 15-21, dez. 2018. Elsevier BV.

GUVENDIREN, Murat; MOLDE, Joseph; SOARES, Rosane M.D.; KOHN, Joachim. Designing Biomaterials for 3D Printing. **ACS Biomaterials Science & Engineering**, [S.L.], v. 2, n. 10, p. 1679-1693, 27 abr. 2016. American Chemical Society (ACS).

HAN, Junghwan; KWON, Kuduck. RF Receiver Front-End Employing IIP2-Enhanced 25% Duty-Cycle Quadrature Passive Mixer for Advanced Cellular Applications. **IEEE Access**, [S.L.], v. 8, p. 8166-8177, 2020. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

HARDY, John G.; PALMA, Matteo; WIND, Shalom J.; BIGGS, Manus J.. Responsive Biomaterials: advances in materials based on shape-memory polymers. **Advanced Materials**, [S.L.], v. 28, n. 27, p. 5717-5724, 27 abr. 2016. Wiley.

HARRIS, Conor G.; JURSIK, Nicholas J. S.; ROCHEFORT, Willie E.; WALKER, Travis W.. Additive Manufacturing With Soft TPU – Adhesion Strength in Multimaterial Flexible Joints. **Frontiers In Mechanical Engineering**, [S.L.], v. 5, p. 1-12, 3 jul. 2019. Frontiers Media SA.

HASAN, Sayyeda M.; NASH, Landon D.; MAITLAND, Duncan J.. Porous shape memory polymers: design and applications. **Journal Of Polymer Science Part B: Polymer Physics**, [S.L.], v. 54, n. 14, p. 1300-1318, 10 jan. 2016. Wiley.

HUANG, Huamao; WANG, Chao; WU, Haocheng; HUANG, Cheng; YANG, Zhuobo; WANG, Hong. Optimization of the two-stage common-emitter transistor amplifier for equalization circuit in visible light communication system. **Optical And Quantum Electronics**, [S.L.], v. 50, n. 9, p. 101-113, set. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

HUSSAIN, Saddam; PARK, Soo-Young. Sweat-Based Noninvasive Skin-Patchable Urea Biosensors with Photonic Interpenetrating Polymer Network Films Integrated into PDMS Chips. **Acs Sensors**, [S.L.], v. 5, n. 12, p. 3988-3998, 1 dez. 2020. American Chemical Society (ACS).

ITEAD STUDIO. Bluetooth to Serial Port Module HC-05, Datasheet. 2010.

JAMMALAMADAKA, Udayabhanu. Recent Advances in Biomaterials for 3D Printing and Tissue Engineering. **Journal Of Functional Biomaterials**, [S.L.], v. 9, n. 1, p. 22, 1 mar. 2018. MDPI AG.

JING, Jingjing; CHEN, Yinghong; SHI, Shaohong; YANG, Lu; LAMBIN, Philippe. Facile and scalable fabrication of highly thermal conductive polyethylene/graphene nanocomposites by combining solid-state shear milling and FDM 3D-printing aligning methods. **Chemical Engineering Journal**, [S.L.], v. 402, p. 126218-126229, dez. 2020. Elsevier BV.

KABIR, S M Fijul; MATHUR, Kavita; SEYAM, Abdel-Fattah M.. A critical review on 3D printed continuous fiber-reinforced composites: history, mechanism, materials and properties. **Composite Structures**, [S.L.], v. 232, p. 111476-111485, jan. 2020. Elsevier BV.

KABIR, Shahbaj; KIM, Hyelim; LEE, Sunhee. Physical property of 3D-printed sinusoidal pattern using shape memory TPU filament. **Textile Research Journal**, [S.L.], v. 90, n. 21-22, p. 2399-2410, 27 abr. 2020. SAGE Publications.

KANNAN, Palanisamy; CHEN, Jing; SU, Fengmei; GUO, Zhiyong; HUANG, Youju. Faraday-Cage-Type Electrochemiluminescence Immunoassay: a rise of advanced biosensing strategy. **Analytical Chemistry**, [S.L.], v. 91, n. 23, p. 14792-14802, 6 nov. 2019. American Chemical Society (ACS).

KHALIFEH, Jawad M.; ZOHNY, Zohny; MACEWAN, Matthew; STEPHEN, Manu; JOHNSTON, William; GAMBLE, Paul; ZENG, Youchun; YAN, Ying; RAY, Wilson Z.. Electrical Stimulation and Bone Healing: a review of current technology and clinical applications. **Ieee Reviews In Biomedical Engineering**, [S.L.], v. 11, p. 217-232, 2018. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

KIM, Eu Gene; BAE, Green; KWON, Hye-Young; YANG, Hyowon. Aging and direct medical costs of osteoporotic fractures. **Journal Of Bone And Mineral Metabolism**, [S.L.], p. 1-12, 8 jan. 2021. Springer Science and Business Media LLC.

KIM, Huhn; JEONG, Seongwon. Case study: hybrid model for the customized wrist orthosis using 3d printing. **Journal Of Mechanical Science And Technology**, [S.L.], v. 29, n. 12, p. 5151-5156, dez. 2015. Springer Science and Business Media LLC.

KIM, Hyelim; KABIR, Shahbaj; LEE, Sunhee. Physical property of 3D-printed sinusoidal pattern using shape memory TPU filament. **Textile Research Journal**, [S.L.], v. 90, n. 21-22, p. 2399-2410, 27 abr. 2020. SAGE Publications.

KIM, Kyuyoung; PARK, Jaeho; SUH, Ji-Hoon; KIM, Minseong; JEONG, Yongrok; PARK, Inkyu. 3D printing of multiaxial force sensors using carbon nanotube (CNT)/thermoplastic polyurethane (TPU) filaments. **Sensors And Actuators A: Physical**, [S.L.], v. 263, p. 493-500, ago. 2017. Elsevier BV.

KITSON, Philip J; GLATZEL, Stefan; CHEN, Wei; LIN, Chang-Gen; SONG, Yu-Fei; CRONIN, Leroy. 3D printing of versatile reactionware for chemical synthesis. **Nature Protocols**, [S.L.], v. 11, n. 5, p. 920-936, 14 abr. 2016. Springer Science and Business Media LLC.

KURODA, Yuichi; YOUNG, Matthew; SHOMAN, Haitham; PUNNOOSE, Anuj; NORRISH, Alan R.; KHANDUJA, Vikas. Advanced rehabilitation technology in orthopaedics—a narrative review. **International Orthopaedics**, [S.L.], p. 1-12, 13 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

LAI, Wilson C.; IGLESIAS, Brenda C.; MARK, Bryan J.; WANG, Dean. Low-Intensity Pulsed Ultrasound Augments Tendon, Ligament, and Bone–Soft Tissue Healing in Preclinical Animal Models: a systematic review. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, [S.L.], p. 100-113, fev. 2021. Elsevier BV.

LEE, Amelia Yilin; AN, Jia; CHUA, Chee Kai. Two-Way 4D Printing: a review on the reversibility of 3d-printed shape memory materials. **Engineering**, [S.L.], v. 3, n. 5, p. 663-674, out. 2017. Elsevier BV.

LEE, Seoyun; HONG, Pyong Hwa; KIM, Jinsil; CHOI, Kiwon; MOON, Gyeongmin; KANG, Jungsoon; LEE, Sungkoo; AHN, Jae Beom; EOM, Wonsik; KO, Min Jae. Highly Self-Healable Polymeric Blend Synthesized Using Polymeric Glue with Outstanding Mechanical Properties. **Macromolecules**, [S.L.], v. 53, n. 6, p. 2279-2286, 5 mar. 2020. American Chemical Society (ACS).

LEIST, Steven K.; GAO, Dajing; CHIOU, Richard; ZHOU, Jack. Investigating the shape memory properties of 4D printed polylactic acid (PLA) and the concept of 4D printing onto nylon fabrics for the creation of smart textiles. **Virtual And Physical Prototyping**, [S.L.], v. 12, n. 4, p. 290-300, 4 jul. 2017. Informa UK Limited.

LEÓN, A.s. de; DOMÍNGUEZ-CALVO, A.; MOLINA, S.I.. Materials with enhanced adhesive properties based on acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS)/thermoplastic polyurethane (TPU) blends for fused filament fabrication (FFF). **Materials & Design**, [S.L.], v. 182, p. 108044-108052, nov. 2019. Elsevier BV.

LI, Jianyou; TANAKA, Hiroya. Feasibility study applying a parametric model as the design generator for 3D–printed orthosis for fracture immobilization. **3D Printing In Medicine**, [S.L.], v. 4, n. 1, p. 1-6, 11 jan. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

LIN, Xiang; COATES, Phil; HEBDA, Michael; WANG, Runguo; LU, Yonglai; ZHANG, Liqun. Experimental analysis of the tensile property of FFF-printed elastomers. **Polymer Testing**, [S.L.], v. 90, p. 106687-106698, out. 2020. Elsevier BV.

LU, Guangwei; WU, Yinqiu; ZHANG, Yang; WANG, Kailun; GAO, Hongxin; LUO, Keming; CAO, Zheng; CHENG, Junfeng; LIU, Chunlin; ZHANG, Lei. Surface Laser-Marking and Mechanical Properties of Acrylonitrile-Butadiene-Styrene Copolymer Composites with Organically Modified Montmorillonite. **Acs Omega**, [S.L.], v. 5, n. 30, p. 19255-19267, 21 jul. 2020. American Chemical Society (ACS).

LU, Pengcheng; LIAO, Zhengwen; ZENG, Qing; CHEN, Huan; HUANG, Weichun; LIU, Zhen; CHEN, Yanjun; ZHONG, Jing; HUANG, Guozhi. Customized Three-Dimensional-Printed Orthopedic Close Contact Casts for the Treatment of Stable Ankle Fractures: finite element analysis and a pilot study. **Acs Omega**, [S.L.], v. 6, n. 4, p. 3418-3426, 24 jan. 2021. American Chemical Society (ACS).

LUNETTO, Vincenzo; GALATI, Manuela; SETTINERI, Luca; IULIANO, Luca. Unit process energy consumption analysis and models for Electron Beam Melting (EBM): effects of process and part designs. **Additive Manufacturing**, [S.L.], v. 33, p. 101115-101123, maio 2020. Elsevier BV.

LYNCH, Kyle R.; ANOKYE, Nana K.; VLACHOPOULOS, Dimitris; BARBIERI, Fabio A.; TURI-LYNCH, Bruna C.; CODOGNO, Jamile S.; AGOSTINETE, Ricardo R.; FERNANDES, Romulo A.. Impact of sports participation on incidence of bone traumatic fractures and health-care costs among adolescents: abcd ∴ growth study. **The Physician And Sportsmedicine**, [S.L.], v. 48, n. 3, p. 298-303, 5 nov. 2019. Informa UK Limited.

MAHATA, Shibendu; SAHA, Suman Kumar; KAR, Rajib; MANDAL, Durbadal. Optimal design of fractional order low pass Butterworth filter with accurate magnitude response. **Digital Signal Processing**, [S.L.], v. 72, p. 96-114, jan. 2018. Elsevier BV.

MANTYH, Patrick W.. Mechanisms that drive bone pain across the lifespan. **British Journal Of Clinical Pharmacology**, [S.L.], v. 85, n. 6, p. 1103-1113, 22 nov. 2018. Wiley.

MASSARI, Leo; BENAZZO, Franco; FALEZ, Francesco; PERUGIA, Dario; PIETROGRANDE, Luca; SETTI, Stefania; OSTI, Raffaella; VAIENTI, Enrico; RUOSI, Carlo; CADOSSO, Ruggero. Biophysical stimulation of bone and cartilage: state of the art and future perspectives. **International Orthopaedics**, [S.L.], v. 43, n. 3, p. 539-551, 15 jan. 2019. Springer Science and Business Media LLC.

MATHEW, Essyrose; DOMÍNGUEZ-ROBLES, Juan; STEWART, Sarah A.; MANCUSO, Elena; O'DONNELL, Kieran; LARRAÑETA, Eneko; LAMPROU, Dimitrios A.. Fused Deposition Modeling as an Effective Tool for Anti-Infective Dialysis Catheter Fabrication. **Acs Biomaterials Science & Engineering**, [S.L.], v. 5, n. 11, p. 6300-6310, 23 set. 2019. American Chemical Society (ACS).

MEI, Shuxiang; ZHANG, Xiaomeng; DING, Bowen; WANG, Jiqiang; YANG, Pengfei; SHE, Haibo; CUI, Zhe; LIU, Minying; PANG, Xinchang; FU, Peng. 3D- Printed thermoplastic polyurethane/graphene composite with porous segregated structure:

toward ultralow percolation threshold and great strain sensitivity. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 138, n. 14, p. 50168-50179, 30 out. 2020. Wiley.

MEMARIAN, Farzaneh; FEREIDOON, Abdolhossein; KHONAKDAR, Hossein Ali; JAFARI, Seyed Hassan; SAEB, Mohammad Reza. Thermo-mechanical and shape memory behavior of TPU/ABS/MWCNTs nanocomposites compatibilized with ABS- g -MAH. **Polymer Composites**, [S.L.], v. 40, n. 2, p. 789-800, 24 jan. 2018. Wiley.

MIN, Hyun Su; KIM, Hyun Jin; NAITO, Mitsuru; OGURA, Satomi; TOH, Kazuko; HAYASHI, Kotaro; KIM, Beob Soo; FUKUSHIMA, Shigeto; ANRAKU, Yasutaka; MIYATA, Kanjiro. Systemic Brain Delivery of Antisense Oligonucleotides across the Blood–Brain Barrier with a Glucose- Coated Polymeric Nanocarrier. **Angewandte Chemie**, [S.L.], v. 132, n. 21, p. 8250-8257, 6 mar. 2020. Wiley.

MOGK, Jeremy P.M.; KEIR, Peter J.. Wrist and carpal tunnel size and shape measurements: effects of posture. **Clinical Biomechanics**, [S.L.], v. 23, n. 9, p. 1112-1120, nov. 2008. Elsevier BV.

MULLA, Mehrajfatema Zafar; RAHMAN, Md Ramim Tanver; MARCOS, Begonya; TIWARI, Brijesh; PATHANIA, Shivani. Poly Lactic Acid (PLA) Nanocomposites: effect of inorganic nanoparticles reinforcement on its performance and food packaging applications. **Molecules**, [S.L.], v. 26, n. 7, p. 1967-1981, 31 mar. 2021. MDPI AG.

MURARIU, Marius; DUBOIS, Philippe. PLA composites: from production to properties. **Advanced Drug Delivery Reviews**, [S.L.], v. 107, p. 17-46, dez. 2016. Elsevier BV.

NEGI, Seema; NAMBOLAN, Athul Arun; KAPIL, Sajan; JOSHI, Prathamesh Shreekant; R., Manivannan; KARUNAKARAN, K.P.; BHARGAVA, Parag. Review on electron beam based additive manufacturing. **Rapid Prototyping Journal**, [S.L.], v. 26, n. 3, p. 485-498, 23 nov. 2019. Emerald.

NIKNEJAD, Ali Sallakh; BAZGIR, Saeed; SADEGHZADEH, Amirhossein; SHIRAZI, Mohammad Mahdi A.. Evaluation of a novel and highly hydrophobic acrylonitrile-butadiene-styrene membrane for direct contact membrane distillation: electroblowing/air-assisted electro spraying techniques. **Desalination**, [S.L.], v. 500, p. 114893-114902, mar. 2021. Elsevier BV.

NIZIOŁŁUKASZEWSKA, Zofia; OSIKA, Paweł; WASILEWSKI, Tomasz; BUJAK, Tomasz. Hydrophilic Dogwood Extracts as Materials for Reducing the Skin Irritation Potential of Body Wash Cosmetics. **Molecules**, [S.L.], v. 22, n. 2, p. 320-331, 19 fev. 2017. MDPI AG

NOAH, Pierre Marcel Anicet; OHANDJA, Louis-Max Ayina; MEDJO, Rolant Eba; CHABIRA, Salem; EBANDA, Fabien Betene; ONDOUA, Patrick Anyouzoa. Study of Thermal Properties of Mixed (PP/EPR)/ABS with Five Model Compatibilizers. **Journal Of Engineering**, [S.L.], v. 2016, p. 1-9, 2016. Hindawi Limited.

NUNES, Camilla Magnoni Moretto; FERREIRA, Camila Lopes; BERNARDO, Daniella Vicensotto; LOPES, Cássia Carolina Rabelo; COLLINO, Luma; LIMA, Victória Clara da

Silva; MELLO, Daphne de Camargo Reis; VASCONCELLOS, Luana Marotta Reis de; JARDINI, Maria Aparecida Neves. Evaluation of pulsed electromagnetic field protocols in implant osseointegration: in vivo and in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, [S.L.], v. 25, n. 5, p. 2925-2937, 9 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

OH, Ji-Hyun; MOON, Myoung-Woon; PARK, Chung Hee. Effect of crystallinity on the recovery rate of superhydrophobicity in plasma-nanostructured polymers. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 10, n. 18, p. 10939-10948, 2020. Royal Society of Chemistry (RSC).

OH, Jun Kyun; YEGIN, Yagmur; YANG, Fan; ZHANG, Ming; LI, Jingyu; HUANG, Shifeng; VERKHOTUROV, Stanislav V.; SCHWEIKERT, Emile A.; PEREZ-LEWIS, Keila; SCHOLAR, Ethan A.. The influence of surface chemistry on the kinetics and thermodynamics of bacterial adhesion. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 8, n. 1, p. 202-218, 22 nov. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

OLIVEIRA, J.P.; SANTOS, T.G.; MIRANDA, R.M.. Revisiting fundamental welding concepts to improve additive manufacturing: from theory to practice. **Progress In Materials Science**, [S.L.], v. 107, p. 100590-100601, jan. 2020. Elsevier BV.

ON SEMICONDUCTORS. Plastic Medium-Power Complementary Silicon Transistors, TIP 120, TIP 121, TIP 122 (NPN); TIP 125, TIP 126, TIP 127 (PNP). 2014.

ORTHOFIX. PhysioStim Bone Healing Therapy 5302CE, 5303CE, 5313CE, 5314LCE, 5314RCE, 5315CE. **Instruction Manual**. 2021.

OSBORN, Luke E.; DRAGOMIR, Andrei; BETTHAUSER, Joseph L.; HUNT, Christopher L.; NGUYEN, Harrison H.; KALIKI, Rahul R.; THAKOR, Nitish V.. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. **Science Robotics**, [S.L.], v. 3, n. 19, p. 3818-3824, 20 jun. 2018. American Association for the Advancement of Science (AAAS).

OSMAN, Azlin Fazlina; MARTIN, Darren James. Thermoplastic Polyurethane (TPU) / Organo- fluoromica Nanocomposites for Biomedical Applications: in vitro fatigue properties. **Iop Conference Series: Materials Science and Engineering**, [S.L.], v. 701, p. 012056-012069, 19 dez. 2019. IOP Publishing.

PALANISAMY, Poornima; ALAM, Monzurul; LI, Shuai; CHOW, Simon K. H.; ZHENG, Yong- Ping. Low- Intensity Pulsed Ultrasound Stimulation for Bone Fractures Healing. **Journal Of Ultrasound In Medicine**, [S.L.], p. 1-14, 5 maio 2021. Wiley.

PARK, Hong Key; SHIN, Mikyung; KIM, Bongkyun; PARK, Jin Woo; LEE, Haeshin. A visible light-curable yet visible wavelength-transparent resin for stereolithography 3D printing. **Npg Asia Materials**, [S.L.], v. 10, n. 4, p. 82-89, abr. 2018. Springer Science and Business Media LLC.

PASZKIEWICZ, Sandra; SZYMCZYK, Anna; PAWLIKOWSKA, Daria; IRSKA, Izabela; TARAGHI, Iman; PILAWKA, Ryszard; GU, Jiali; LI, Xiaohong; TU, Yingfeng; PIESOWICZ, Elzbieta. Synthesis and characterization of poly(ethylene terephthalate-co-1,4-

cyclohexanedimethylene terephthalate)-block-poly(tetramethylene oxide) copolymers. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 7, n. 66, p. 41745-41754, 2017. Royal Society of Chemistry (RSC).

PELAEZ, Francisco; MANUCHEHRABADI, Navid; ROY, Priyatanu; NATESAN, Harishankar; WANG, Yiru; RACILA, Emilian; FONG, Heather; ZENG, Kevin; SILBAUGH, Abby M.; BISCHOF, John C.. Biomaterial scaffolds for non-invasive focal hyperthermia as a potential tool to ablate metastatic cancer cells. **Biomaterials**, [S.L.], v. 166, p. 27-37, jun. 2018. Elsevier BV.

POOJA, Pheiroijam; P., Chinnamuthu. Annealing Effect of Glancing Angle Electron Beam Deposited TiO₂/In₂O₃ Nanowires Array on Surface Wettability. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 111-122, 10 jun. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

POP, Mihai Alin; CROITORU, Cătălin; BEDÓ, Tibor; GEAMĂN, Virgil; RADOMIR, Irinel; COSNITĂ, Mihaela; ZAHARIA, Sebastian Marian; CHICOS, Lucia Antoaneta; MILOSAN, Ioan. Structural changes during 3D printing of bioderived and synthetic thermoplastic materials. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 136, n. 17, p. 47382-47398, 31 dez. 2018. Wiley.

PRAKASH, Chander; SINGH, Sunpreet. On the characterization of functionally graded biomaterial primed through a novel plaster mold casting process. **Materials Science And Engineering: C**, [S.L.], v. 110, p. 110654, maio 2020. Elsevier BV.

REDAELLI, Davide Felice; ABBATE, Valentina; STORM, Fabio Alexander; RONCA, Alfredo; SORRENTINO, Andrea; CAPITANI, Cristina de; BIFFI, Emilia; AMBROSIO, Luigi; COLOMBO, Giorgio; FRASCHINI, Paolo. 3D printing orthopedic scoliosis braces: a test comparing fdm with thermoforming. **The International Journal Of Advanced Manufacturing Technology**, [S.L.], v. 111, n. 5-6, p. 1707-1720, 15 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

REN, Xiaohui; YANG, Ling; LI, Yuanchao; LI, Xin. Design and synthesis of a sandwiched silver microsphere/TiO₂ nanoparticles/molecular imprinted polymers structure for suppressing background noise interference in high sensitivity surface-enhanced Raman scattering detection. **Applied Surface Science**, [S.L.], v. 544, p. 148879-148891, abr. 2021. Elsevier BV.

RODRIGUES, Linna B. O.; LIMA, Flávia A.; ALVES, Camila P. B.; MARTINS-SANTOS, Elisângela; AGUIAR, Marta M. G.; OLIVEIRA, Cleida A.; ORÉFICE, Rodrigo L.; FERREIRA, Lucas A. M.; GOULART, Gisele A. C.. Ion Pair Strategy in Solid Lipid Nanoparticles: a targeted approach to improve epidermal targeting with controlled adapalene release, resulting reduced skin irritation. **Pharmaceutical Research**, [S.L.], v. 37, n. 8, p. 202-2017, 17 jul. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

ROLVIEN, Tim; MILOVANOVIC, Petar; SCHMIDT, Felix N; KROGE, Simon; WÖLFEL, Eva M; KRAUSE, Matthias; WULFF, Birgit; PÜSCHEL, Klaus; RITCHIE, Robert O; AMLING, Michael. Long-Term Immobilization in Elderly Females Causes a Specific Pattern of Cortical Bone and Osteocyte Deterioration Different From Postmenopausal Osteoporosis. **Journal Of Bone And Mineral Research**, [S.L.], v. 35, n. 7, p. 1343-1351, 27 fev. 2020. Wiley.

ROSA, Thalles Ramon; BETIM, Fernando Silva; FERREIRA, Rafael de Queiroz. Development and application of a labmade apparatus using open-source “arduino” hardware for the electrochemical pretreatment of boron-doped diamond electrodes. **Electrochimica Acta**, [S.L.], v. 231, p. 185-189, mar. 2017. Elsevier BV.

SAMYKANO, M.; SELVAMANI, S. K.; KADIRGAMA, K.; NGUI, W. K.; KANAGARAJ, G.; SUDHAKAR, K.. Mechanical property of FDM printed ABS: influence of printing parameters. **The International Journal Of Advanced Manufacturing Technology**, [S.L.], v. 102, n. 9-12, p. 2779-2796, 6 fev. 2019. Springer Science and Business Media LLC.

SANTANA, Leonardo; ALVES, Jorge Lino; NETTO, Aurélio da Costa Sabino; MERLINI, Claudia. Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica, química e mecânica. **Matéria (Rio de Janeiro)**, [S.L.], v. 23, n. 4, p. 1-12, 6 dez. 2018. FapUNIFESP (SciELO).

SCHWARTZ, J. J.; BOYDSTON, A. J.. Multimaterial actinic spatial control 3D and 4D printing. **Nature Communications**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 791-803, 15 fev. 2019. Springer Science and Business Media LLC.

SELIMEFENDIGIL, Fatih; ÖZTOP, Hakan F.. Effects of local curvature and magnetic field on forced convection in a layered partly porous channel with area expansion. **International Journal Of Mechanical Sciences**, [S.L.], v. 179, p. 105696-105705, ago. 2020.

SENATOV, F.s.; NIAZA, K.V.; ZADOROZHNYI, M.Yu.; MAKSIMKIN, A.V.; KALOSHKIN, S.D.; ESTRIN, Y.Z.. Mechanical properties and shape memory effect of 3D-printed PLA-based porous scaffolds. **Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials**, [S.L.], v. 57, p. 139-148, abr. 2016. Elsevier BV.

SHAMSHUDDIN, Md.; KHAN, Sami Ullah; BÉG, O. Anwar; BÉG, Tasveer A.. Hall current, viscous and Joule heating effects on steady radiative 2-D magneto-power-law polymer dynamics from an exponentially stretching sheet with power-law slip velocity: a numerical study. **Thermal Science And Engineering Progress**, [S.L.], v. 20, p. 100732-100745, dez. 2020. Elsevier BV.

SHI, Hengchong; LIU, Haiyu; LUAN, Shifang; SHI, Dean; YAN, Shunjie; LIU, Chunmei; LI, Robert K. Y.; YIN, Jinghua. Effect of polyethylene glycol on the antibacterial properties of polyurethane/carbon nanotube electrospun nanofibers. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 6, n. 23, p. 19238-19244, 2016. Royal Society of Chemistry (RSC).

SHI, Qinpeng; XIAO, Rui; YANG, Huxiao; LEI, Dong. Effects of physical aging on thermomechanical behaviors of poly(ethylene terephthalate)-glycol (PETG). **Polymer-Plastics Technology And Materials**, [S.L.], v. 59, n. 8, p. 835-846, 2 dez. 2019. Informa UK Limited.

SILVA, Alcides L.; ALVES, Plinio R. G.. Influência de Ondas Eletromagnéticas Oriundas de Descargas Atmosféricas em Pessoas Portadoras de Prótese. Tese de doutorado. Março de 2014. **Universidade de Brasília**, departamento de Engenharia Elétrica.

SILVA, Philipe A. P.; SILVA, Aline Bruna; SANTOS, João Paulo Ferreira; ORÉFICE, Rodrigo Lambert. Self-healing polymer blend based on PETG and EMAA. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 138, n. 14, p. 50148-50158, 9 nov. 2020. Wiley.

SRINIVASAN, R.; KUMAR, K. Nirmal; IBRAHIM, A. Jenish; ANANDU, K.V.; GURUDHEVAN, R.. Impact of fused deposition process parameter (infill pattern) on the strength of PETG part. **Materials Today: Proceedings**, [S.L.], v. 27, p. 1801-1805, 2020. Elsevier BV.

STEPNIAK, Karolina; URSANI, Ali; PAUL, Narinder; NAGUIB, Hani. Novel 3D printing technology for CT phantom coronary arteries with high geometrical accuracy for biomedical imaging applications. **Bioprinting**, [S.L.], v. 18, p. 00074-00088, jun. 2020. Elsevier BV.

SUN, Zengqing; VOLLPRACHT, Anya. Isothermal calorimetry and in-situ XRD study of the NaOH activated fly ash, metakaolin and slag. **Cement And Concrete Research**, [S.L.], v. 103, p. 110-122, jan. 2018. Elsevier BV.

SZOSTAKOWSKI, B.; SMITHAM, P.; KHAN, W.s.. Plaster of Paris—Short History of Casting and Injured Limb Immobilization. **The Open Orthopaedics Journal**, [S.L.], v. 11, n. 1, p. 291-296, 17 abr. 2017.

TAN, Kai; WEN, Xin; DENG, Qian; SHEN, Shengping; LIU, Liping; SHARMA, Pradeep. Soft rubber as a magnetoelectric material—Generating electricity from the remote action of a magnetic field. **Materials Today**, [S.L.], v. 43, p. 8-16, mar. 2021. Elsevier BV.

TAN, Richard P.; LEE, Bob S.L.; CHAN, Alex H.P.; YUEN, Sui Ching G.; HUNG, Juichien; WISE, Steven G.; NG, Martin K.C.. Non-invasive tracking of injected bone marrow mononuclear cells to injury and implanted biomaterials. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 53, p. 378-388, abr. 2017. Elsevier BV.

TARRANT, Seth M.; BALOGH, Zsolt J.. The Global Burden of Surgical Management of Osteoporotic Fractures. **World Journal Of Surgery**, [S.L.], v. 44, n. 4, p. 1009-1019, 11 fev. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

TATANGELO, Gemma; WATTS, Jennifer; LIM, Karen; CONNAUGHTON, Catherine; ABIMANYI-OCHOM, Julie; BORGSTRÖM, Fredrik; NICHOLSON, Geoff C; SHORE-LORENTI, Catherine; STUART, Amanda L; IULIANO-BURNS, Sandra. The Cost of Osteoporosis, Osteopenia, and Associated Fractures in Australia in 2017. **Journal Of Bone And Mineral Research**, [S.L.], v. 34, n. 4, p. 616-625, 7 jan. 2019. Wiley.

TEXAS INSTRUMENTS. LM555 Timer, datasheet. 2015.

THINGVERSE (3Driven). Wrist brace for 5th for metacarpal fracture. Disponível em: <https://www.thingiverse.com/thing:1687795>. Acessado em: 15 de fevereiro de 2021.

TONG, Xian; ZHANG, Dechuang; ZHANG, Xiaotuan; SU, Yingchao; SHI, Zimu; WANG, Kun; LIN, Jianguo; LI, Yuncang; LIN, Jixing; WEN, Cuie. Microstructure, mechanical properties, biocompatibility, and in vitro corrosion and degradation behavior of a new Zn–5Ge

alloy for biodegradable implant materials. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 82, p. 197-204, dez. 2018. Elsevier BV.

TOTH, Luca; SCHIFFER, Adam; NYITRAI, Miklos; PENTEK, Attila; TOLD, Roland; MAROTI, Peter. Developing an anti-spastic orthosis for daily home-use of stroke patients using smart memory alloys and 3D printing technologies. **Materials & Design**, [S.L.], v. 195, p. 109029-109039, out. 2020. Elsevier BV.

TRAN, Minhtri; KUWANA, Anna; KOBAYASHI, Haruo. Design of Active Inductor and Stability Test for Passive RLC Low-Pass Filter. **Computer Science & Information Technology**, [S.L.], p. 3277-3285, 25 jul. 2020. AIRCC Publishing Corporation.

TYLER, Betty; GULLOTTI, David; MANGRAVITI, Antonella; UTSUKI, Tadanobu; BREM, Henry. Polylactic acid (PLA) controlled delivery carriers for biomedical applications. **Advanced Drug Delivery Reviews**, [S.L.], v. 107, p. 163-175, dez. 2016. Elsevier BV.

TZOUNIS, Lazaros; PETOUSIS, Markos; GRAMMATIKOS, Sotirios; VIDAKIS, Nectarios. 3D Printed Thermoelectric Polyurethane/Multiwalled Carbon Nanotube Nanocomposites: a novel approach towards the fabrication of flexible and stretchable organic thermoelectrics. **Materials**, [S.L.], v. 13, n. 12, p. 2879-2890, 26 jun. 2020. MDPI AG.

UPADHYAY, Meet; SIVARUPAN, Tharmalingam; MANSORI, Mohamed El. 3D printing for rapid sand casting—A review. **Journal Of Manufacturing Processes**, [S.L.], v. 29, p. 211-220, out. 2017. Elsevier BV.

VASCONCELOS, Paula Antas Barbosa de; ROCHA, Anderson de Jesus; FONSECA, Rodrigo Jorge de Souza; TEIXEIRA, Thiago Rhangel Gomes; MATTOS, Enilton de Santana Ribeiro; GUEDES, Alex. Femoral fractures in the elderly in Brasil - incidence, lethality, and costs (2008-2018). **Revista da Associação Médica Brasileira**, [S.L.], v. 66, n. 12, p. 1702-1706, dez. 2020. FapUNIFESP (SciELO).

VEDADGHAVAMI, Armin; MINOOEI, Farnaz; MOHAMMADI, Mohammad Hossein; KHETANI, Sultan; KOLAHCHI, Ahmad Rezaei; MASHAYEKHAN, Shohreh; SANATI-NEZHAD, Amir. Manufacturing of hydrogel biomaterials with controlled mechanical properties for tissue engineering applications. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 62, p. 42-63, out. 2017. Elsevier BV.

VALERGA, Ana; BATISTA, Moises; FERNANDEZ-VIDAL, Severo; GAMEZ, Antonio. Impact of Chemical Post-Processing in Fused Deposition Modelling (FDM) on Polylactic Acid (PLA) Surface Quality and Structure. **Polymers**, [S.L.], v. 11, n. 3, p. 566-576, 26 mar. 2019. MDPI AG.

VANAEI, H. R.; RAISSI, K.; DELIGANT, M.; SHIRINBAYAN, M.; FITOUSSI, J.; KHELLADI, S.; TCHARKHTCHI, A.. Toward the understanding of temperature effect on bonding strength, dimensions and geometry of 3D-printed parts. **Journal Of Materials Science**, [S.L.], v. 55, n. 29, p. 14677-14689, 13 jul. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

VIDAKIS, Nectarios; PETOUSIS, Markos; MANIADI, Athena; KOUDOUMAS, Emmanuel; KENANAKIS, George; ROMANITAN, Cosmin; TUTUNARU, Oana; SUCHEA, Mirela; KECHAGIAS, John. The Mechanical and Physical Properties of 3D-Printed Materials Composed of ABS-ZnO Nanocomposites and ABS-ZnO Microcomposites. **Micromachines**, [S.L.], v. 11, n. 6, p. 615-628, 25 jun. 2020. MDPI AG.

WALLIN, T. J.; PIKUL, J. H.; BODKHE, S.; PEELE, B. N.; MURRAY, B. C. Mac; THERRIAULT, D.; MCENERNEY, B. W.; DILLON, R. P.; GIANNELIS, E. P.; SHEPHERD, R. F.. Click chemistry stereolithography for soft robots that self-heal. **Journal Of Materials Chemistry B**, [S.L.], v. 5, n. 31, p. 6249-6255, 2017. Royal Society of Chemistry (RSC).

WANG, Kai; SHEN, Jianing; MA, Zhao; ZHANG, Yipeng; XU, Nai; PANG, Sujuan. Preparation and Properties of Poly(ethylene glycol-co-cyclohexane-1,4-dimethanol terephthalate)/Polyglycolic Acid (PETG/PGA) Blends. **Polymers**, [S.L.], v. 13, n. 3, p. 452-466, 31 jan. 2021. MDPI AG.

WANG, Pan; LI, Xinwei; LUO, Shumin; NAI, Mui Ling Sharon; DING, Jun; WEI, Jun. Additively manufactured heterogeneously porous metallic bone with biostructural functions and bone-like mechanical properties. **Journal Of Materials Science & Technology**, [S.L.], v. 62, p. 173-179, jan. 2021. Elsevier BV.

WANG, Xianzeng; MI, Jianguo; WANG, Jie; ZHOU, Hongfu; WANG, Xiangdong. Multiple actions of poly(ethylene octene) grafted with glycidyl methacrylate on the performance of poly(lactic acid). **Rsc Advances**, [S.L.], v. 8, n. 60, p. 34418-34427, 2018. Royal Society of Chemistry (RSC).

WANG, Xin; JIANG, Man; ZHOU, Zuowan; GOU, Jihua; HUI, David. 3D printing of polymer matrix composites: a review and prospective. **Composites Part B: Engineering**, [S.L.], v. 110, p. 442-458, fev. 2017. Elsevier BV.

WILLETT, Thomas L.; DAPAAH, Daniel Y.; UPPUGANTI, Sasidhar; GRANKE, Mathilde; NYMAN, Jeffry S.. Bone collagen network integrity and transverse fracture toughness of human cortical bone. **Bone**, [S.L.], v. 120, p. 187-193, mar. 2019. Elsevier BV.

WU, Fan; ZHENG, Jingqi; LI, Zhixiong; LIU, Mingxian. Halloysite nanotubes coated 3D printed PLA pattern for guiding human mesenchymal stem cells (hMSCs) orientation. **Chemical Engineering Journal**, [S.L.], v. 359, p. 672-683, mar. 2019. Elsevier BV.

XIA, Yang; SUN, Jianfei; ZHAO, Liang; ZHANG, Feimin; LIANG, Xing-Jie; GUO, Yu; WEIR, Michael D.; REYNOLDS, Mark A.; GU, Ning; XU, Hockin H.K.. Magnetic field and nano-scaffolds with stem cells to enhance bone regeneration. **Biomaterials**, [S.L.], v. 183, p. 151-170, nov. 2018. Elsevier BV.

XIN, Xiaonan; JIANG, XI; WANG, Liping; MIKAEL, Paiyz; MCCARTHY, Mary Beth; CHEN, Li; MAZZOCCA, Augustus D.; NUKAVARAPU, Syam; LICHTLER, Alexander C.; ROWE, David W.. Histological Criteria that Distinguish Human and Mouse Bone Formed Within a Mouse Skeletal Repair Defect. **Journal Of Histochemistry & Cytochemistry**, [S.L.], v. 67, n. 6, p. 401-417, 8 mar. 2019. SAGE Publications.

XU, Tao; SHEN, Wei; LIN, Xiaoshan; XIE, Yi Min. Mechanical Properties of Additively Manufactured Thermoplastic Polyurethane (TPU) Material Affected by Various Processing Parameters. **Polymers**, [S.L.], v. 12, n. 12, p. 3010-3022, 16 dez. 2020. MDPI AG.

YADAV, Dinesh; GARG, Ramesh Kumar; AHLAWAT, Akash; CHHABRA, Deepak. 3D printable biomaterials for orthopedic implants: solution for sustainable and circular economy. **Resources Policy**, [S.L.], v. 68, p. 101767-101774, out. 2020. Elsevier BV.

YAMPOLSKIY, Mark; SKJELLUM, Anthony; KRETZSCHMAR, Michael; OVERFELT, Ruel A.; SLOAN, Kenneth R.; YASINSAC, Alec. Using 3D printers as weapons. **International Journal Of Critical Infrastructure Protection**, [S.L.], v. 14, p. 58-71, set. 2016. Elsevier BV.

YANG, Chao; SIEBERT, Jason R.; BURNS, Robert; GERBEC, Zachary J.; BONACCI, Benedetta; RYMASZEWSKI, Amy; RAU, Mary; RIESE, Matthew J.; RAO, Sridhar; CARLSON, Karen-Sue. Heterogeneity of human bone marrow and blood natural killer cells defined by single-cell transcriptome. **Nature Communications**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 1-8, 2 set. 2019. Springer Science and Business Media LLC.

YANG, Hui; LEOW, Wan Ru; WANG, Ting; WANG, Juan; YU, Jiancan; HE, Ke; QI, Dianpeng; WAN, Changjin; CHEN, Xiaodong. 3D Printed Photoresponsive Devices Based on Shape Memory Composites. **Advanced Materials**, [S.L.], v. 29, n. 33, p. 1701627-1701634, 29 jun. 2017. Wiley.

YOKOUCHI, Tomoyuki; KAGAWA, Fumitaka; HIRSCHBERGER, Max; OTANI, Yoshichika; NAGAOSA, Naoto; TOKURA, Yoshinori. Emergent electromagnetic induction in a helical-spin magnet. **Nature**, [S.L.], v. 586, n. 7828, p. 232-236, 7 out. 2020. Springer Science and Business Media LLC.

YUAN, Shangqin; BAI, Jiaming; CHUA, Chee Kai; ZHOU, Kun; WEI, Jun. Characterization of Creeping and Shape Memory Effect in Laser Sintered Thermoplastic Polyurethane. **Journal Of Computing And Information Science In Engineering**, [S.L.], v. 16, n. 4, p. 1-14, 7 nov. 2016. ASME International.

ZAREK, Matt; MANSOUR, Nicola; SHAPIRA, Shir; COHN, Daniel. 4D Printing of Shape Memory-Based Personalized Endoluminal Medical Devices. **Macromolecular Rapid Communications**, [S.L.], v. 38, n. 2, p. 1600628, 5 dez. 2017. Wiley.

ZHANG, Wang; WANG, Hao; WANG, Hongtao; CHAN, John You En; LIU, Hailong; ZHANG, Biao; ZHANG, Yuan-Fang; AGARWAL, Komal; YANG, Xiaolong; RANGANATH, Anupama Sargur. Structural multi-colour invisible inks with submicron 4D printing of shape memory polymers. **Nature Communications**, [S.L.], v. 12, n. 1, p. 112-121, 4 jan. 2021. Springer Science and Business Media LLC.

ZHANG, Wei; ZHANG, Fenghua; LAN, Xin; LENG, Jinsong; WU, Amanda S.; BRYSON, Taylor M.; COTTON, Chase; GU, Bohong; SUN, Baozhong; CHOU, Tsu-Wei. Shape memory behavior and recovery force of 4D printed textile functional composites. **Composites Science And Technology**, [S.L.], v. 160, p. 224-230, maio 2018. Elsevier BV.

ZHENG, Yanan; LIU, Gongliang; YU, Long; WANG, Yanmin; FANG, Yuan; SHEN, Yikang; HUANG, Xiuling; QIAO, Lei; YANG, Jianzhong; ZHANG, Ying. Effects of a 3D-printed orthosis compared to a low-temperature thermoplastic plate orthosis on wrist flexor spasticity in chronic hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, [S.L.], v. 34, n. 2, p. 194-204, 5 nov. 2019. SAGE Publications.

ANEXO A – BROCHURA DO PROJETO PARA O COMITÊ DE ÉTICA

Investigação e avaliação de requisitos para desenvolvimento de órtese polimérica impressa biocompatível com dispositivo de eletroestimulação acoplado não-invasivo para uso em tratamento de fraturas ósseas

Investigação e avaliação de requisitos para desenvolvimento de órtese polimérica impressa biocompatível com dispositivo de eletroestimulação acoplado não-invasivo para uso em tratamento de fraturas ósseas

Projeto de Pesquisa apresentado ao Comitê de Ética em pesquisa da faculdade de ciências da saúde “Dr. José Antônio Garcia Coutinho”, da UNIVÁS.

Autores: Filipe Bueno Vilela,
Daniela Sachs
Patricia Capellato

Santa Rita do Sapucaí, MG

2020

INTRODUÇÃO

O gesso ortopédico (GO) é um material amplamente empregado na imobilização de fraturas ósseas, representando um material de baixo custo e com notória adequação à aplicação destinada. Todavia, diversos autores apontam para os problemas oriundos dessa técnicas, tais como (a) sobreaquecimento e retenção de líquido na área lesionada; (b) acúmulo de bactérias e odor excessivo na região entre o GO e a pele humana; (c) dificuldade de visualização e acompanhamento da progressão do tratamento; (d) redução de funções cotidianas do paciente não diretamente relacionadas à fratura, como restrições para se molhar; (e) resistência ao tratamento pelo paciente, principalmente por aspectos estéticos; e (f) tempo de recuperação prolongado, por ser um material inerte [1, 2]. Dessa forma, pesquisadores comumente direcionam esforços em ciências dos materiais e engenharia de reabilitação para identificar materiais e dispositivos que possam minimizar ou sanar as desvantagens apresentadas pelo GO [3, 4, 5].

Entre as diversas aplicações, destacam-se aquelas produzidas a partir de impressões tridimensionais (3D). O advento e o contínuo avanço das tecnologias de impressão 3D têm permitido o desenvolvimento de materiais com um maior grau de adequação a aspectos antropométricos do paciente e maior diversidade, em termos de ferramenta, para a proposição de novos tratamentos pelos profissionais da saúde. Portanto, uma vez feitas as medidas anatômicas do paciente e criado o modelo 3D do dispositivo médico em software dedicado, o produto impresso se adequa às especificidades clínicas planejadas. Assim, pesquisas anteriores apontam para a criação de projetos de imobilização impressos em 3D que permitem maior ventilação da área lesionada, reduzindo a ocorrência de proliferação bacteriana; possam ser modelados sobre a região de interesse; e permitam ajustes pelo profissional da saúde de acordo com a evolução do tratamento [6, 7, 8]

Esses projetos de pesquisa se apresentam com ou sem a presença de dispositivo de eletroestimulação acoplado. No que tange a eletroestimulação, ela é vista como uma técnica de comprovado efeito benéfico na recuperação de fraturas ósseas, permitindo redução no tempo de recuperação do paciente. As principais técnicas de eletroestimulação observadas são por corrente direta (CD), campo eletromagnético pulsado (CEPu), acoplamento capacitivo (AC) e campo magnético combinado (CMC). Esse último, em revisões recentes do estado da arte, tem sido considerado como mais efetivo por menor tempo de aplicação da estimulação [10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17].

Contudo, ainda que novos processos para elaboração de sistemas ortopédicos impressos 3D sejam de interesse da comunidade científica, há aspectos relevantes que apontam para

problemas colaterais do uso dessa técnica em imobilização. Os dados apresentados indicam baixa imobilidade real do dispositivo impresso quando comparado ao GO, permitindo graus de liberdade de movimento do usuário; facilidade de remoção e recolocação das órteses impressas pelo paciente, sendo um dado que possui correlação com desvios indesejados no resultado do tratamento; riscos de modelagem do dispositivo sobre a pele humana; vantagens não perceptíveis na aceleração do tempo de tratamento; riscos de choques elétricos para uso de eletroestimuladores acoplados; e resistência para uso da tecnologia pelo paciente. Esses aspectos são considerados relevantes para a não transferência abrangente do uso de materiais impressos em 3D para a prática médica, sendo o GO ainda o recurso mais utilizado para a realização de imobilização ortopédica [18, 19].

Assim sendo, os autores dessa pesquisa propõem o projeto de uma órtese impressa em 3D a partir de uma combinação de biopolímeros termoplásticos com área para acoplamento de um dispositivo de eletroestimulação por CMC. Os biopolímeros propostos são o ácido polilático (PLA) e poliuretano termoplástico (TPU) em formato de filamento próprio para impressão 3D. O dispositivo de eletroestimulação por CMC é destinado a auxiliar na redução do tempo de tratamento, acelerando o processo osteogênico sob a presença do campo magnético aplicado. Os aspectos concernentes ao conceito desse projeto visam mitigar os problemas identificados na literatura científica sobre o uso de órteses impressas e eletroestimuladores para imobilização e recuperação de área fraturada. Ademais, foram engendrados para que apresentem vantagens frente às técnicas tradicionais utilizadas [16, 18].

Dessa forma, a presente etapa do projeto prevê que antes da sua confecção e seu teste clínico, o conceito do projeto seja validado previamente por especialistas na área. Essa validação inclui, no atual momento do projeto, o entendimento das características do conceito pelos especialistas para que possam identificar pontos fortes para serem incorporados ao projeto e pontos de correção, risco ou ajuste. Essa etapa inicial é primordial para que o desenvolvimento avance não antes de ter suas bases fundamentadas na pesquisa científica orientada para a coleta de dados junto aos usuários finais. A investigação, portanto, deve ser feita por meio de questionário próprio, detalhado na metodologia, desenvolvido pelos autores da pesquisa e utilizado por especialistas entrevistados. A elaboração, envio para os entrevistados e análise dos dados do questionário, exclusivamente, são o motivo desse pedido de apreciação do Comitê de Ética em Pesquisas (CEP).

OBJETIVOS

Objetivo primário

O objetivo primário da proposta de investigação descrita nas seções anteriores é identificar estatisticamente os aspectos mais relevantes para a elaboração de uma órtese impressa com dispositivo de eletroestimulação por meio da avaliação de profissionais da saúde especializados na área. A utilização de um questionário digital com questões para a avaliação quantitativa dos entrevistados visa a identificação prévia se o conceito apresentado possui aspectos relevantes que justifiquem sua confecção ou se esses aspectos devem ser corrigidos antes do progresso do trabalho.

Objetivo secundário

O objetivo primário da proposta de investigação descrita nas seções anteriores é identificar estatisticamente os aspectos mais relevantes para a elaboração de uma órtese impressa com dispositivo de eletroestimulação por meio da avaliação de profissionais da saúde especializados na área. A utilização de um questionário digital com questões para a avaliação quantitativa dos entrevistados visa a identificação prévia se o conceito apresentado possui aspectos relevantes que justifiquem sua confecção ou se esses aspectos devem ser corrigidos antes do progresso do trabalho.

Justificativa

O desenvolvimento de dispositivos e soluções que permitam a substituição do gesso ortopédico como meio de imobilização e tratamento de fraturas ósseas é alvo de interesse da comunidade científica em diversos trabalhos. Tal interesse está relacionado à necessidade de otimização do processo, de forma a, entre outras coisas, reduzir o tempo de tratamento e promover maior comodidade ao paciente. Ainda que diversos projetos de órteses tenham sido propostos, em grande maioria vinculados a impressão 3D, a real transferência desses para a indústria é ainda pouco expressiva. A literatura científica justifica esse cenário devido aos problemas de insegurança clínica, uma que vez que não garantem a estabilização da fratura como o gesso ortopédico permite. Dessa forma, novos estudos devem ser engendrados a fim de mitigar as desvantagens do uso de novos modelos de órteses e potencializar suas vantagens frente ao uso de gesso ortopédico.

Justifica-se, nesse estudo, uma pesquisa com especialistas na área sobre um novo conceito de órtese para que a percepção prática e atualizada deles possa colaborar com o avanço do projeto. Assim, essa percepção deve auxiliar na construção de um dispositivo que consiga responder as desvantagens identificadas no uso de órteses impressas 3D.

MATERIAIS E MÉTODOS

Tipo de estudo

Trata-se de um estudo explicativo, transversal e controlado.

Local de estudo

O questionário desenvolvido para essa etapa da pesquisa foi formulado e será analisado após as respostas dentro do centro de pesquisas em Engenharia Biomédica do Instituto Nacional de Telecomunicações (Inatel). Contando que o formulário é digital, essa etapa do estudo não prevê um local de estudo específico, sendo o ambiente que os entrevistados julgarem adequado e com conexão de internet disponível para respostas as questões.

População do estudo

Neste estudo serão convidados 15 voluntários especialistas na área de medicina ortopédica e 15 voluntários especialistas na área de fisioterapia em reabilitação ortopédica, de ambos os sexos com idade entre 18 anos e 70 anos.

Estes voluntários assinarão um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) em duas vias, sendo que uma via ficará com o(a) voluntário(a) e outro com os pesquisadores. Ao lerem e assinarem o TCLE, os voluntários aceitarão os procedimentos estabelecidos e serão informados dos objetivos propostos. Para a conclusão do questionário investigativo, os voluntários passarão por três etapas:

- **Etapa de assimilação dos conceitos do projeto:** essa primeira etapa será quando os voluntários receberão um documento detalhando as informações relativas a gesso ortopédico e técnicas de imobilização de membro fraturado, aos conceitos propostos no projeto para uma nova órtese ortopédica impressa 3D e aos conceitos propostos no projeto para um sistema de eletroestimulação para regeneração óssea.
- **Etapa de confirmação geral da identidade:** após a etapa anterior, os voluntários receberão o formulário online digital (Google Forms). Eles devem confirmar a qual grupo pertencem (médicos ortopedistas ou fisioterapeutas) e se lerem a documentação do projeto, compreendendo os conceitos apresentados.
- **Etapa de resolução:** nessa última etapa os voluntários terão sete dias para responder dezessete questões relacionadas ao projeto, avaliando a relevância dos dados apresentados em cada questão. Após a conclusão da pesquisa, os retornos dos voluntários ficarão salvos em baco de dados online de forma anônima.

Crítérios de inclusão

- Médico ortopedista ou fisioterapeuta especialista em reabilitação ortopédica.

- Ambos os sexos;
- Idade entre 18 e 70 anos;
- Indivíduos que concordarem e assinarem o TCLE.

Crítérios de exclusão

- Profissionais de áreas outras que não medicina ortopédica ou fisioterapia;
- Desistência de participação;
- Ausência de resposta em até 07 dias corridos após o envio do questionário.

Procedimento de coleta de dados

Para a coleta de dados fornecidos pelos voluntários, a metodologia da proposta de investigação direciona para a criação de um questionário próprio e documentação detalhada dos conceitos do projeto. Assim, inicialmente, o projeto da órtese foi modelado em software próprio (Tinkercad, online version) e suas partes nas vistas frontal, lateral e superior serão registradas. O modelo 3D da órtese foi trabalhado digitalmente e registrado em imagens de forma que seja possível identificar suas partes individuais e integradas, sendo elas relacionadas à malha de fixação com relevos, malha de imobilização com presilhas da região de articulação carpometacarpal sobre modelo anatômico digitalizado e eletroestimulador com sistema de controle.

As partes foram descritas em documento contendo as especificações das dimensões, descrição, características do material, composição do material, finalidade específica de cada parte e procedimento para manipulação clínica em aplicações terapêuticas. Os dados foram concentrados e salvos em um questionário digital desenvolvido a partir da plataforma online Google Forms, com restrição de acesso apenas pelos participantes da pesquisa. Subsequente às informações acima, foram elencadas 17 perguntas de avaliação quantitativa, onde os entrevistados deverão pontuar para cada afirmação contida nas perguntas o quanto concordam com elas. Cada resposta será posteriormente convertida em numeração ordinal, sendo que “discordo totalmente” representa um ponto, “discordam parcialmente” representa dois pontos, “concordam parcialmente” representa três pontos ou “concordam totalmente” representa quatro pontos, onde apenas uma resposta é aceita. A resposta “não sei opinar ou prefiro não opinar” pontua como zero e é descartada da análise estatística. Essa numeração será analisada estatisticamente, considerando sua média aritmética, desvio padrão, variância e mediana. As 17 perguntas usadas para a avaliação foram divididas em 3 seções, sendo a primeira sobre técnicas tradicionais (gesso ortopédico) e desvantagens de órteses impressas mapeadas na literatura, a segunda sobre o conceito da órtese polimérica proposta e a terceira sobre o conceito do

eletroestimulador proposto. Ao final de cada seção foi fornecido um campo de redação aberta e opcional para o entrevistado fazer considerações sobre sua avaliação caso julgue necessárias.

O questionário contém pergunta sobre a especialização do profissional, como médico ortopedista, fisioterapeuta especializado na área de fraturas ortopédicas ou nenhuma das opções. Caso assinale “nenhuma das opções”, o questionário impedirá o prosseguimento para as seções de perguntas. Assim também, o entrevistado é questionado se leu e compreendeu toda a documentação fornecida sobre o projeto antes de iniciar. Caso assinale negativamente, o questionário impedirá o prosseguimento para as seções de perguntas. Nenhum outro dado específico do entrevistado é solicitado no questionário. Os entrevistados devem responder o questionário individualmente, sem apoio dos autores, demais entrevistados ou terceiros não relacionados ao projeto. Os autores definirão 15 profissionais médicos com especialidade em ortopedia e 15 profissionais fisioterapeutas. Os profissionais deverão assinar em forma de aceite o TCLE, caso concordem em participar da pesquisa.

Procedimentos estatísticos

Os dados coletados serão devidamente agrupados em planilhas e passarão por análise estatística descritiva quantitativa. Posteriormente, serão feitas as análises individuais, considerando sempre 0,5% de intervalo de confiança.

Procedimentos éticos

O presente estudo seguirá os preceitos estabelecidos pela resolução 466/12 do Ministério da Saúde, e será obtida apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Vale do Sapucaí (UNIVÁS), da cidade de Pouso Alegre – MG. Será respeitado o princípio da autonomia de cada participante do estudo, mediante a leitura e assinatura do TCLE, que oficializa a decisão do sujeito de participar do estudo de maneira livre e espontânea. Serão respeitados os valores culturais, religiosos, sociais, morais e éticos. Também será assegurada a confidencialidade, o anonimato das informações, bem como a privacidade e a proteção da imagem dos mesmos, sendo-lhes garantidos que as informações não serão utilizadas em prejuízo de qualquer natureza.

Riscos

Uma vez que se volta à avaliação da proposta de projeto e seus conceitos por meio de questionário digital, não contando tampouco com interação física dos entrevistados com os

autores, outros participantes e materiais de pesquisa, os riscos para os participantes dessa pesquisa são tidos como diminutos.

Entende-se como riscos identificáveis (a) a dificuldade de acesso à internet para resolução das questões apresentadas no questionário digital dentro do prazo de 7 dias, (b) possível perda de formatação das informações por incompatibilidade de recursos computacionais, (c) dificuldade para o entendimento das perguntas, uma vez que a participação dos autores no momento das respostas é vedada para evitar interferência ou influência nas respostas compostas pelos entrevistados e (d) indisponibilidade da plataforma online onde o questionário é hospedado antes ou após o envio das respostas pelos entrevistados.

Cronograma

Atividades a serem realizadas / mês	1	2	3	4	5	6
Aprovação do projeto pelo CEP	x	x				
Seleção de voluntários		x				
Aplicação do questionário e coleta de dados		x	x			
Análise dos dados			x	x		
Escrita de relatório e inclusão a trabalho científico (dissertação)				x	x	x

Orçamento

Foram considerados custos nulos dentro do orçamento da investigação por não contar com valores para elaboração do questionário, para softwares para modelagem das informações, para deslocamentos, para pagamento de bolsas aos pesquisadores ou entrevistados (os autores do projeto não são bolsistas da universidade para o projeto, tendo vínculo apenas acadêmico-institucional) ou quaisquer outros custos.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Dados de identificação

Título do Projeto: Investigação e avaliação de requisitos para desenvolvimento de órtese polimérica impressa biocompatível com dispositivo de eletroestimulação acoplado não-invasivo para uso em tratamento de fraturas ósseas

Pesquisadores Responsáveis: Filipe Bueno Vilela, Daniela Sachs, Patricia Capellato.

Equipe executora: Filipe Bueno Vilela, Daniela Sachs, Patricia Capellato.

Telefone/e-mail para contato: Filipe Bueno Vilela, (35) 3471-9376, filipebueno@geb.inatel.br

Instituição onde os dados da pesquisa serão processados: Instituto Nacional de Telecomunicações - Inatel.

Dados do Comitê de Ética em Pesquisa: UNIVÁS, Av. Prefeito Tuany Toledo, 470, Campus Fátima I, Pouso Alegre, MG, 37.554-210. Contato: (35) 3449-9248, pesquisa@univas.edu.br

Nome: do voluntário: _____

Data de Nascimento: _____ Idade: ____ anos. R.G. _____ CPF: _____

Número de identificação do voluntário: _____

O(A) Sr.(a) está sendo convidado(a) a participar como voluntário(a) do projeto de pesquisa intitulado "Consulta e avaliação de requisitos para desenvolvimento de malha polimérica impressa biocompatível com dispositivo de eletroestimulação acoplado não-invasivo para uso em tratamento de fraturas ósseas" de responsabilidade do aluno do curso de mestrado em Materiais para Engenharia Filipe Bueno Vilela e das pesquisadoras Daniela Sachs.

A pesquisa objetiva a proposição de um projeto de órtese impressa para imobilização de pacientes com ossos fraturados, como ferramenta alternativa ao emprego do gesso ortopédico ou outro. O projeto também conta com um eletroestimulador acoplado como meio acelerador da regeneração óssea, reduzindo o tempo de tratamento. A revisão bibliográfica da literatura científica foi feita e um conceito de projeto, com características de dimensões, propriedades dos materiais e aplicações, foi concebido. Todavia, nota-se que as soluções que utilizaram impressão 3D para solucionar aspectos da área ortopédica encontraram resistência dos profissionais da saúde quando transferidas da pesquisa para o mercado. Assim, a metodologia do trabalho prevê uma fase inicial, antes da construção propriamente dita do projeto, onde especialistas na área são consultados para compartilharem suas percepções sobre

aspectos relevantes para sistemas de imobilização e eletroestimulação, bem como avaliarem o conceito já desenvolvido proposto.

Assim, o objetivo desse estudo é validar o conceito tanto do modelo da órtese, quanto do projeto do eletroestimulador por meio de um questionário onde o(a) Sr.(a) será instigado a avaliar seus diferentes aspectos. Esse questionário com sua avaliação balizará a condução das próximas etapas do projeto, que será construído e testado clinicamente em etapas futuras.

O formulário é digital, criado na plataforma online Google Forms, sendo que não é necessário que o(a) Sr.(a) possua ou instale qualquer software específico em seu celular (smartphone) ou computador. É necessário, no entanto, possuir uma conta de email do Google (Gmail). O(A) Sr.(a) necessita ter acesso à internet para receber o link do formulário e manter o acesso à internet durante todo o preenchimento. Para garantir a confidencialidade da identidade do voluntário, o formulário questionará apenas a profissão/especialização do participante como dado específico.

Após o envio do formulário, ele ficará disponível por 7 (sete) dias para seu devido preenchimento. Após confirmar sua especialização e informar se leu a documentação descritiva do projeto, 17 perguntas sobre o conceito serão apresentadas. Elas estarão divididas em 3 seções, onde a primeira trata de técnicas tradicionais de imobilização e conceitos anteriormente explorados na literatura. A segunda aborda o conceito da nova órtese proposta nesse trabalho. A terceira aborda o conceito do eletroestimulador e sua integração à órtese. O Sr(a). será solicitado a avaliar as informações dadas para cada pergunta sobre o conceito e julgar sua concordância com cada uma delas. As respostas possíveis para essas perguntas são “discordo totalmente”, “discordo parcialmente”, “concordo parcialmente”, “concordo totalmente” e “não sei opinar ou prefiro não opinar”. Ao final de cada seção haverá um campo opcional para livre digitação de texto, caso queira expressar algum comentário sobre o conceito ou a avaliação feita.

A interação dos autores com os voluntários dar-se-à antes do envio do formulário para resolução de eventuais dúvidas e esclarecimento da metodologia proposta. Durante o preenchimento, o participante não pode interagir com os autores para tirar suas dúvidas, tampouco contatar outrem relacionado ou não ao projeto para saná-las, a fim de evitar interferências nas respostas dadas. O participante, ao concordar em participar desta pesquisa, poderá retirar-se a qualquer momento, antes ou após o envio do formulário, sem penalidades, bastando informar os autores da pesquisa pelo email. Os dados obtidos não poderão ser utilizados para outras finalidades não descritas no termo, e terão sigilo, confidencialidade e privacidade de acordo com as normas éticas destinadas à pesquisa envolvendo seres humanos

(Resolução 466/12) da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde.

Este projeto de pesquisa teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, sob o número CAAE: _____.

Eu, _____, RG n° _____, CPF n° _____, fui informado (a) e concordo em participar, como voluntário(a), do projeto de pesquisa acima descrito.

Santa Rita do Sapucaí - MG, ____ de _____ de 20__.

Descrição do conceito do projeto

Resumo do conceito

O conceito do projeto visa o desenvolvimento de uma órtese impressa em 3D com um eletroestimulador acoplado para servir como ferramenta de imobilização de membros fraturados de pacientes e redução do tempo de tratamento.

Fundamentação teórica

Foi identificado na literatura científica que o gesso ortopédico (GO) é o material mais comumente empregado na imobilização de pacientes com membros fraturados. Possui como vantagens principais:

- Baixo custo e facilidade de aquisição;
- Facilidade de modelagem sobre o membro fraturado;
- Elevado grau de imobilização do membro.

Todavia, essa técnica apresenta algumas desvantagens mapeadas em trabalhos de revisão científica, sendo elas:

- Sobreaquecimento da área lesionada;
- Acúmulo de bactérias e odor excessivo na região entre o GO e a pele humana;
- Dificuldade de visualização e acompanhamento da progressão do tratamento;
- Redução de funções cotidianas do paciente não diretamente relacionadas à fratura (ex: banho diário);
- Resistência ao tratamento pelo paciente, principalmente por aspectos estéticos;
- Tempo de recuperação prolongado, por ser um material inerte;

A comunidade científica tem aplicado grandes esforços na busca por biomateriais e dispositivos que confirmem imobilização adequada e acelerem a recuperação do paciente. Nesse sentido, órteses manufaturadas por meio de impressoras 3D têm tido destaque para a imobilização de membros fraturados. Sobre essas órteses impressas 3D, elas apresentam as seguintes vantagens:

- Facilidade de modelagem para diferentes anatomias, uma vez que as dimensões da órtese podem ser ajustadas previamente em software;
- Ventilação da pele do paciente, uma vez que as órteses podem apresentar orifícios para ventilação natural sem reduzir suas propriedades mecânicas;
- Estética da órtese adaptada à preferência do paciente;
- Maior grau de liberdade conferido para atividades cotidianas que não têm relação direta com a fratura (ex: banho diário);
- Materiais de impressão de baixo custo e a utilização de impressoras 3D (impressoras com bico extrusor, sendo amplamente usadas em diferentes setores da indústria) de baixa complexidade.

Todavia, o emprego de órteses impressas em 3D é identificado na literatura como consideravelmente menos comum que o GO. As principais razões estão na desvantagem das órteses 3D, sendo as mais relevantes:

- Grau de mobilidade excessivo ao membro fraturado. Ou seja, não garante imobilidade completa do paciente, arriscando a efetividade da recuperação adequada;
- Ausência ou dificuldade do médico estabelecer os pontos de fixação para garantir o alinhamento do osso fraturado. Ou seja, não garante que o osso, após recuperado, esteja alinhado tal qual o desejado pelo médico.
- A modelagem prévia à impressão da órtese exige profissional especializado em softwares de alta complexidade.

No que tange a aceleração no processo de recuperação do paciente, o uso de dispositivos eletroestimuladores se destacam. A literatura aponta que a aplicação de estímulos elétricos, eletromagnéticos ou puramente magnéticos possui comprovada propriedade de acelerar a regeneração óssea. As principais técnicas de eletroestimulação observadas são por corrente direta (CD), campo eletromagnético pulsado (CEP), acoplamento capacitivo (AC) e campo magnético combinado (CMC). As principais vantagens do uso de eletroestimuladores são:

- Tratamento indolor;
- Redução no tempo de imobilização do paciente;
- Possibilidade de utilização da eletroestimulação de forma não invasiva.

Todavia, algumas desvantagens são apresentadas em revisões, sendo elas:

- Risco de choque elétrico no paciente;
- Dependência de ação ou comando do paciente para que a eletroestimulação ocorra, sendo que os pacientes podem abandonar o tratamento;
- Dificuldade de combinar o aparato de imobilização (ex: GO) com o eletroestimulador;
- Baixa autonomia dos dispositivos para operarem com bateria se o tempo de estimulação for longo.

Conceito do projeto

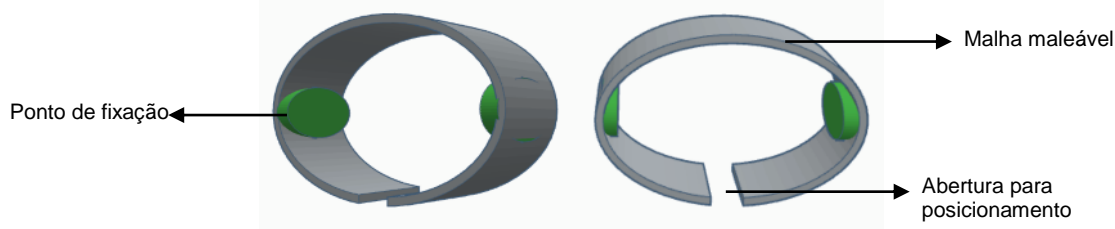
Baseados na introdução acima, os autores do presente projeto desenvolveram um conceito que visa aproveitar as vantagens mapeadas no uso de órteses impressas e eletroestimuladores para fraturas ósseas e minimizar suas desvantagens.

Órtese

O conceito da órtese é dividido em duas partes: malha de fixação e malha de imobilização.

A malha de fixação conta com material plástico flexível, produzido de acordo com as dimensões da região fraturada corpo. Nessa pesquisa, o conceito considera como região fraturada a do carpo. Seu desenho apresenta relevos configuráveis que estejam de acordo com a imagem radiográfica da fratura. O conjunto da malha e relevos é que definirá os pontos de fixação para correção da fratura e sua estabilização. Seria equivalente à região onde o gesso ortopédico é mais densamente colocado, conferindo maior pressão e imobilização. Ela possui uma abertura para auxiliar no momento do posicionamento sobre a fratura. Representação do conceito na Figura 01.

Figura 01. Malha de fixação. Em cinza escuro, a malha maleável. Em verde, os pontos de fixação. Na parte inferior, a abertura para permitir que seja posicionada sobre a fratura.



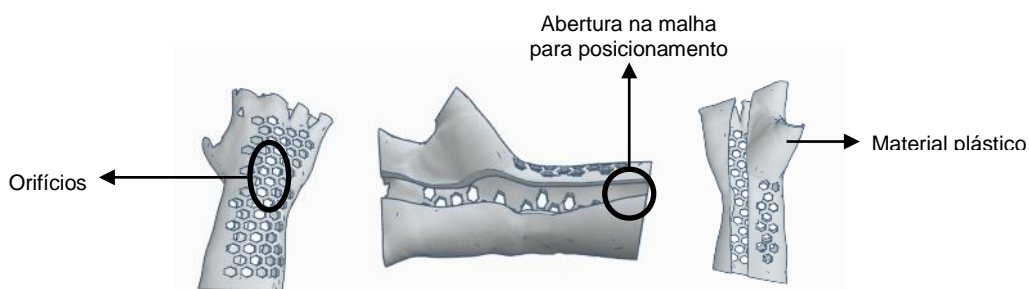
Essa malha é colocada primeiro sobre a área desejada. Sendo maleável e produzida de acordo com as dimensões do braço do paciente, ela deve ser de fácil posicionamento. Ela pode ser fixada em um ou mais pontos. Representação do conceito na Figura 02.

Figura 02. Representação da malha de fixação após seu posicionamento sobre o membro fraturado do paciente.



A malha de imobilização é feita com um material plástico rígido. Esse material pode ser impresso em formato já adequado às dimensões do braço do paciente. A malha possui orifícios que colaboram com a ventilação da região, evitando o acúmulo de suor e microorganismos. Ela possui uma abertura usada para facilitar o posicionamento sobre a área fraturada. Representação do conceito na Figura 03.

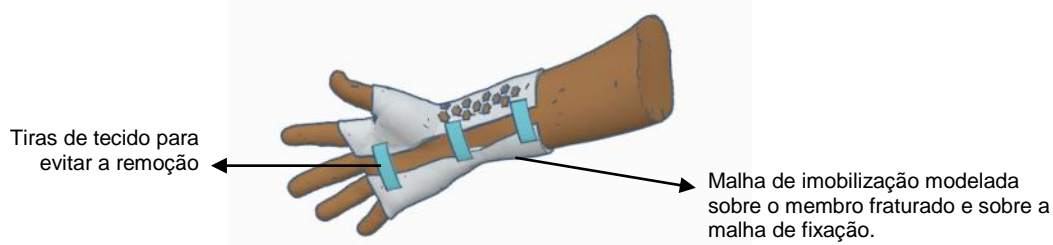
Figura 03. Representação da malha de imobilização, com orifícios para ventilação da pele do paciente, com abertura vertical para auxiliar o posicionamento.



Antes de ser utilizada, a malha de imobilização deve ser aquecida em água com temperatura ao redor de 55-60 °C por 30 segundos pelo menos. Após esse período, a malha ficará maleável. Ela deve ser posicionada sobre o braço do paciente e fixada sobre ele, permitindo sua modelagem sobre o braço para torná-la mais rente e aderente, se necessário. Ela torna a ficar rígida após 20 segundos ou quando sua temperatura reduzir para abaixo de 50 °C. A malha de imobilização, sendo rígida, deve dar estabilidade mecânica à órtese, enquanto a malha de fixação garante que a fratura seja pressionada nos pontos corretos. O uso da malha de

fixação antes do uso da malha de imobilização aquecida também permite evitar possíveis queimaduras, pois esta malha não estará em contato direto com a pele do paciente ou terá uma menor área de contato direto. A malha pode ser presa por meio de tiras poliméricas, para evitar sua remoção. Representação do conceito na Figura 04.

Figura 04. Malha de imobilização (cinza claro) modelada sobre o membro fraturado do paciente, presa por tiras (azul claro) para evitar sua remoção.



Os materiais utilizados podem ser impressos por meio da técnica de fabricação com filamento fundido (FFF), sendo as impressoras que operam com FFF amplamente difundidas no mercado. Os materiais são polímeros termoplásticos biocompatíveis.

O software utilizado permite que o usuário com baixo conhecimento tecnológico consiga definir os parâmetros antropométricos iniciais. Modelos pré-definidos de malhas de fixação e imobilização estarão disponíveis para que o profissional marque os pontos de fixação e defina o tamanho prévio das malhas de acordo com cada paciente. Objetiva-se, assim, a facilidade no uso do software. Esse tamanho pode ser ajustado posteriormente no momento da aplicação, como exposto anteriormente. Representação do software na Figura 05 e Figura 06.

Figura 05. O software permite que o usuário configure as dimensões das malhas.

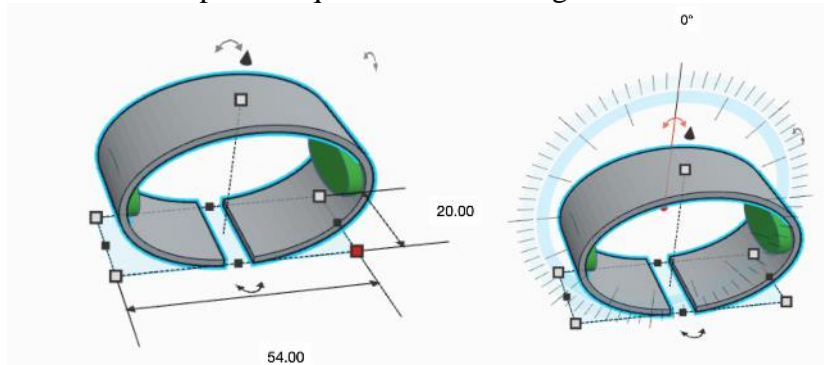
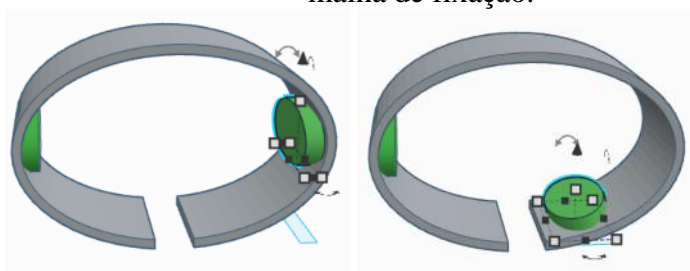


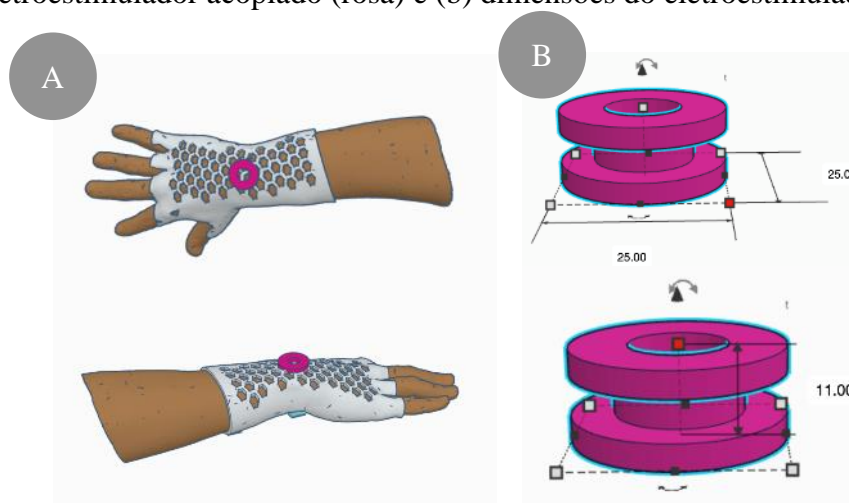
Figura 06. O software permite que o usuário defina a posição dos pontos de relevo (verde) da malha de fixação.



Eletroestimulador

O sistema de eletroestimulação não utiliza eletrodos em contato direto com a pele ou aplicação de corrente elétrica direta, contando apenas com a aplicação de campo eletromagnético/magnético sobre a região fraturada. A aplicação de campos eletromagnéticos/magnéticos sobre a região fraturada, sem o contato direto de eletrodos, visa evitar risco de choque elétrico do sistema com o paciente. A técnica empregada, de acordo com a literatura, aponta para o uso do campo eletromagnético/magnético por 30 minutos/dia, onde o efeito de aceleração no processo osteogênico acontece. O eletroestimulador tem forma cilíndrica, possuindo 2,5 cm de diâmetro e 1,1 cm de altura. O eletroestimulador é acoplado sobre a malha de imobilização. Representação do eletroestimulador sobre a malha na Figura 07.

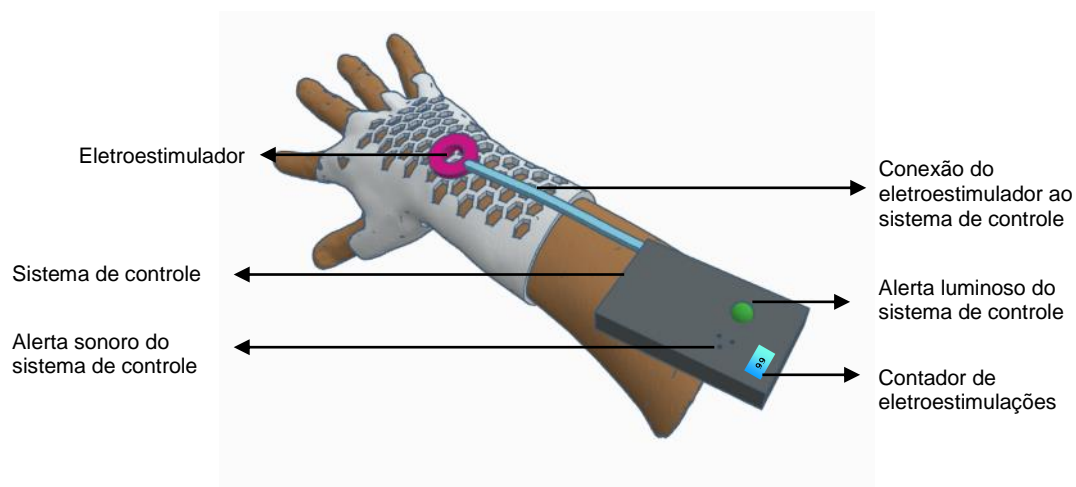
Figura 07. Detalhamento do eletroestimulador onde há a (a) malha de imobilização com eletroestimulador acoplado (rosa) e (b) dimensões do eletroestimulador.



O sistema de controle possui um microcontrolador para garantir a aplicação adequada do campo eletromagnético/magnético, em termos de frequência, intensidade e modo de operação, e uma bateria. O sistema de controle tem utilidade somente durante a eletroestimulação (sem ele a eletroestimulação não acontece). Caso o usuário queira removê-lo para maior conforto quando não estiver fazendo a eletroestimulação, ele pode fazê-lo.

Diariamente, o sistema de controle desconectado do eletroestimulador, com a bateria carregada ou conectada à rede elétrica, uma indicação luminosa piscará e será emitida uma sinalização sonora indicando que a eletroestimulação do dia ainda não foi realizada. A indicação luminosa ficará acesa constantemente quando uma eletroestimulação estiver ocorrendo, apagada quando tiver acabado e piscando de forma intermitente a cada 1 segundo quando uma eletroestimulação precisar ser feita. Toda vez que o sistema de controle estiver conectado ao eletroestimulador e uma eletroestimulação ocorrer, ele fará uma contagem daquela eletroestimulação. O número máximo dessa contagem será 99. Caso o usuário tente executar duas eletroestimulações consecutivas, o sistema irá impedir, emitindo um alerta sonoro (três piscadas intermitentes de 0,5 segundos cada). O tempo mínimo de intervalo entre estimulações deve ser de 1h. Representação do eletroestimulador sobre a malha na Figura 08.

Figura 08. Eletroestimulador acoplado a sistema de controle que pode ser conectado apenas durante o processo de eletroestimulação.



Link para questionário online

O link disponível abaixo contém o endereço web com o questionário digital a ser enviado para os voluntários entrevistados nessa pesquisa. O acesso ao link está aberto para apreciação do CEP. Para submissão aos voluntários, o link será restrito ao email que fornecerem. Parece acessá-lo é preciso possuir cadastro em uma conta de email Gmail (Google).

Link para o questionário:

<https://docs.google.com/forms/d/e/1FAIpQLScZHdio03juaih44TWgxkJyg6yTitHDFtk0hb5qOU-zW6-U3Q/viewform>

ANEXO B – CÓDIGO WIRING (C++) DO ARDUINO

```

#include <EEPROM.h>

#define LED_ELETRO_INTERROMPIDA 6
#define LED_ELETRO_INICIADA 5
#define LED_ELETRO_AGUARDE 4
#define PIN_RELE 8
#define PIN_TONE 7
#define BT_PLAY 2
#define BT_STOP 3

bool bStart = true;
long lTime = 0;
long lSendCount = 0;
long lBreak = 0;
float lFreq = 76.6;
int cCount = 0;

void setup()
{
  pinMode(PIN_TONE, OUTPUT);
  pinMode(PIN_RELE, OUTPUT);
  pinMode(LED_ELETRO_INTERROMPIDA, OUTPUT);
  pinMode(LED_ELETRO_INICIADA, OUTPUT);
  pinMode(LED_ELETRO_AGUARDE, OUTPUT);
  pinMode(BT_PLAY, INPUT);
  pinMode(BT_STOP, INPUT);

  digitalWrite(LED_ELETRO_AGUARDE, HIGH);
  Serial.begin(9600);

  /*Verifica o último número de contagens registradas*/
  lSendCount = millis();
  cCount = EEPROM.read(0);
  delay(500);

  int readFreq = EEPROM.read(1);
  /*Verifica se há uma frequência válida salva na memória*/
  if(readFreq > 0 && readFreq < 100)
    lFreq = readFreq;
}

void loop()
{
  bool bSafeExit = false;

  if (digitalRead(BT_PLAY) == HIGH)
  {

```



```

/*Verifica se uma aplicação foi feita na última hora*/
if ((millis() - lBreak) > 3600000 || bStart == true)
{
  /*Inicia a aplicação da frequência*/
  tone(PIN_TONE, lFreq);
  delay(50);

  lTime = millis();

  /*Executa a aplicação do sinal por 30 minutos*/
  while (((millis() - lTime) < 1800000) && (digitalRead(BT_STOP) == LOW))
  {
    /*Ativa o amplificador onde a bobina está conectada*/
    digitalWrite(PIN_RELE, LOW);

    digitalWrite(LED_ELETRO_INICIADA,HIGH);
    delay(500);
    digitalWrite(LED_ELETRO_INICIADA,LOW);
    delay(500);
  }

  if (digitalRead(BT_STOP) == HIGH)
    bSafeExit = true;

  /*Desliga a geração do sinal*/
  digitalWrite(PIN_RELE, HIGH);
  noTone(7);

  if (bSafeExit)
  {
    for(int k = 0; k < 5; k++)
    {
      digitalWrite(LED_ELETRO_INTERROMPIDA,HIGH);
      delay(500);
      digitalWrite(LED_ELETRO_INTERROMPIDA,LOW);
      delay(500);
    }
  }

  else if ((!bSafeExit) && (((millis() - lBreak) > 12000) || lBreak == 0))
  {
    cCount++;
    EEPROM.write(0, cCount);
    delay(1000);
    lBreak = millis();
  }
}

else
{

```

```

    /*Aguarda tempo mínimo entre aplicações*/
  }

  bStart = false;

}

recebeDadosBluetooth();

/*Envia os dados da contagem a cada segundo para o aplicativo*/
if (millis() - lSendCount > 1000)
{
  Serial.print(cCount);
  lSendCount = millis();
}

}

void recebeDadosBluetooth()
{
  char cBuff;
  int iWatchDog = 0, iPos = 0;
  int iReceivedFreq[3] = {0, 0, 0};

  while (Serial.available() > 0)
  {
    cBuff = Serial.read();
    if (cBuff != '.' && cBuff != '\n')
    {
      iReceivedFreq[iPos] = cBuff - 48;
      iPos++;
    }
    delay(100);
    iWatchDog++;

    if (Serial.available() <= 0) {
      lFreq = (float)(iReceivedFreq[0]) * 10 + (float)(iReceivedFreq[1]) * 1 +
(float)(iReceivedFreq[2]) / 10;
      EEPROM.write(1, lFreq);
      delay(1000);
    }
    if (iWatchDog > 70)
      break;
  }
}

```

ANEXO C – CÓDIGO BLOCKLY DO APLICATIVO

