



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

**ANÁLISE DE VIABILIDADE DE FABRICAÇÃO DE UM PÉ
SACH POR IMPRESSÃO 3D E COMPARAÇÃO DE SEU
CUSTO DE FABRICAÇÃO COM O PREÇO DE COMPRA DO
PÉ SACH CONVENCIONAL DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE**

IGOR BATISTA GUIMARÃES

BELO HORIZONTE
2021

IGOR BATISTA GUIMARÃES

**ANÁLISE DE VIABILIDADE DE FABRICAÇÃO DE UM PÉ
SACH POR IMPRESSÃO 3D E COMPARAÇÃO DE SEU
CUSTO DE FABRICAÇÃO COM O PREÇO DE COMPRA DO
PÉ SACH CONVENCIONAL DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

BELO HORIZONTE
2021

G963a Guimarães, Igor Batista.
Análise de viabilidade de fabricação de um pé *SACH* por impressão 3D e comparação de seu custo de fabricação com o preço de compra do pé *SACH* convencional do sistema único de saúde [recurso eletrônico] / Igor Batista Guimarães. - 2021.
1 recurso online (138 f.: il.,color.) : pdf.

Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 129-137.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Impressão 3D – Teses.
3. Materiais Biomédicos – Teses. 4. Sistema Único de Saúde (Brasil) – Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

**ANÁLISE DE VIABILIDADE DE FABRICAÇÃO DE UM PÉ SACH POR IMPRESSÃO 3D E
COMPARAÇÃO DE SEU CUSTO DE FABRICAÇÃO COM O PREÇO DE COMPRA DO PÉ SACH
CONVENCIONAL DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE**

IGOR BATISTA GUIMARÃES

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador-Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Estevam Barbosa de Las Casas (Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG), Dr. Daniel Neves Rocha (Instituto Federal Minas Gerais-Campus Sabará/IFMG), Dra. Mariana Ribeiro Volpini Lana (Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais/FCMMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 31 de maio de 2021.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 19/07/2021, às 22:45, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel Neves Rocha, Usuário Externo**, em 20/07/2021, às 09:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Mariana Ribeiro Volpini Lana, Usuário Externo**, em 22/07/2021, às 14:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Estevam Barbosa de Las Casas, Diretor(a)**, em 29/07/2021, às 10:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0823657** e o código CRC **62FA5429**.

RESUMO

O pé *SACH* (*Solid Ankle-Cushion Heel*) é um pé de tornozelo sólido e calcanhar amortecido, sem articulação mecânica na região protética pé tornozelo, com características interessantes e ainda muito utilizado, principalmente pelo SUS (Sistema Único de Saúde), por ser um pé funcional, simples e de baixo custo. Apesar de ser um pé passivo que não retorna energia para a impulsão, ele foi projetado para fornecer absorção de impacto e características de ação do tornozelo equivalentes às do tornozelo normal sem o uso de uma articulação. Além da absorção do impacto, ele também simula uma leve flexão plantar, permitindo que o usuário desse tipo de dispositivo possa caminhar de forma normal e equilibrada, apesar de as próteses passivas não reproduzirem adequadamente a marcha em relação às respostas do membro do corpo humano. Embora o pé *SACH* apresente um design simples, cuja fabricação não é complexa, falhas em sua construção, modelagem e instalação protética podem ocorrer, causando dano estrutural precoce e limitando a funcionalidade do indivíduo. Nesse contexto, o presente estudo tem como objetivo apresentar a viabilidade de fabricação de um pé *SACH* por impressão 3D com simulações de elementos finitos para analisar as tensões e deslocamentos em diferentes situações nos principais materiais utilizados (*ABS*, *PETG* e *PLA*) e de mais fácil acesso, assim como o tipo de tecnologia utilizada para a fabricação *FDM* (*Fused Deposition Modeling*) com resultados satisfatórios para os 3 materiais. Também foi feito um estudo comparativo de peso e custo do modelo virtual com o modelo tradicional com resultados de redução de 50% de custo para os 3 materiais e aumento do peso em 100% para 2 materiais e 50% para 1 material, mas que não inviabiliza a prática do projeto visto que as soluções propostas podem melhorar esses resultados. Diante disso, faz-se necessário um estudo que permita o desenvolvimento de um pé *SACH*, fabricado por impressão 3D, sob medida, com as vantagens de ser de baixo custo, personalizado considerando os aspectos biomecânicos e de permitir sua customização.

Palavras-chave: pé *SACH*, impressão 3D por *FDM*, customização, materiais ecológicos, SUS.

ABSTRACT

The SACH (Solid Ankle-Cushion Heel) foot, which is a solid ankle foot and cushioned heel, without mechanical articulation in the prosthetic ankle foot region, is a foot with interesting characteristics and is still widely used, especially by Unified health system (SUS), as it is a functional, simple and inexpensive foot. Despite being a passive foot that does not return energy for propulsion, it is designed to provide impact absorption and ankle action with equivalent characteristics to a normal ankle, without the use of a joint. In addition to impact absorption, it also simulates a slight plantar flexion allowing the user of this device to walk in a normal and balanced way despite the fact that passive prostheses do not reproduce the gait adequately in relation to the responses of the human body member. Although the SACH foot presents a simple design, whose fabrication is not complex, flaws in its construction, modeling, and prosthetic installation can occur, causing early structural damage and limiting the individual's functionality. In this context, the present study aims to present the feasibility of manufacturing by 3D printing a SACH foot with finite element simulations to analyze stress and displacement in different situations in the main materials used (ABS, PETG and PLA) and with easier access, as well as the type of technology used to manufacture FDM (Fused Deposition Modeling) with satisfactory results for these 3 materials. A study was also made to compare the weight and cost of the virtual model with the traditional model of SACH foot, with results of a 50% reduction in cost for the 3 materials and an increase in weight of 100% for 2 materials and 50% for 1 material. However it does not makes the proposal of the project unfeasible since the proposed solutions can improve these results. Therefore, a study is needed to develop a custom-made SACH foot, manufactured by 3D printing, with the advantages of being low cost, customized considering biomechanical aspects, and its customization.

Keywords: SACH foot, 3D printing by FDM, customization, ecological materials, SUS.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Divisões e regiões do pé humano	23
Figura 2: Divisões e regiões do pé mostrando as proeminências e protuberâncias ósseas.....	24
Figura 3: Movimentos na visão Posterior e Superior do pé.....	26
Figura 4: Movimentos na visão Posterior e Medial do pé.....	27
Figura 5: Percentagem dos níveis de amputação	29
Figura 6: Ilustração de uma seção do pé <i>SACH</i>	32
Figura 7: Tipos de pés contexto SUS: (a) pé <i>SACH</i> , (b) pé de adaptação dinâmica e (c) pé articulado.....	33
Figura 8: Tecnologia de impressão 3D mais utilizada no mundo	42
Figura 9: Filamentos mais consumidos pelos usuários em 2020	43
Figura 10: Porcentagem de insumos de impressoras 3D mais consumidos	44
Figura 11: Tipos de elementos e quantidade de nós.....	47
Figura 12: Malha de elementos finitos.....	48
Figura 13: <i>Sense Scanner 3D</i>	53
Figura 14: Limpeza dos ruídos da malha	55
Figura 15: Dimensões do modelo virtual	56
Figura 16: Conversão da malha abortada	58
Figura 17: Redução da malha	58
Figura 18: Conversão da malha realizada.....	59
Figura 19: Malha convertida	59
Figura 20: Análise de seção interna no início do modelo virtual.....	60
Figura 21: Análise de seção interna no centro do modelo virtual.....	60
Figura 22: Criação do cilindro eixo x	61
Figura 23: Marcação da área para corte	62

Figura 24: Extrusão do cilindro eixo y	62
Figura 25: Corte vista inferior	63
Figura 26: Criação do parafuso	64
Figura 27: Colocação parafuso no modelo virtual	64
Figura 28: Criação da haste	65
Figura 29: Extrusão interna da haste	66
Figura 30: Região de encaixe haste e parafuso	66
Figura 31: Encaixe haste e parafuso	67
Figura 32: Criação e extrusão da plataforma	67
Figura 33: Modelo virtual do pé, parafuso, haste e plataforma alinhados	68
Figura 34: Junção pé e parafuso	69
Figura 35: Junção parafuso e haste	69
Figura 36: Modelo virtual do pé, parafuso, haste e plataforma alinhados	70
Figura 37: Três componentes fixados e centralizados	71
Figura 38: Três componentes fixados movendo para direita	71
Figura 39: Três componentes fixados movendo para esquerda	72
Figura 40: Geração de contato entre pé e plataforma	72
Figura 41: Tolerância de contato entre pé e plataforma	73
Figura 42: Magnitude vetor força e suas componentes nos eixos x, y, z, no ângulo de 105°	74
Figura 43: Magnitude vetor força e suas componentes nos eixos x, y, z	79
Figura 44: Constante de fixação plataforma	81
Figura 45: Aplicação da força	81
Figura 46: Representação esquemática das posições do modelo de pé completo através dos ângulos que variam de 105° a 70° em etapas de 5°, simulando a fase de apoio da marcha humana	82
Figura 47: Limite de Condições empregadas no Modelo Virtual completo	82

Figura 48: Componente fixo e componentes livres conectados entre si	83
Figura 49: Constante de Fixação	84
Figura 50: Aplicação da força.....	85
Figura 51: Modelo virtual sem malha de simulação	87
Figura 52: Modelo virtual com malha de simulação	87
Figura 53: Malha do modelo virtual junto com malha de simulação de elementos finitos.....	88
Figura 54: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas	89
Figura 55: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas em teste com <i>ABS</i>	90
Figura 56: Comparação das malhas: 71.050, 45.000 e 22.500 faces trianguladas...	91
Figura 57: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas em teste com <i>PETG</i>	92
Figura 58: Comparação de carregamentos de força de 800N e 400N	93
Figura 59: Comparação de carregamento de 1600N, 800N e 400N respectivamente	94
Figura 60: Localização e comparação de carregamentos de força de 800N e 400N	95
Figura 61: Comparação de carregamento de 1600N, 800N e 400N respectivamente	96
Figura 62: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em <i>ABS</i>	99
Figura 63: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em <i>ABS</i> ...	100
Figura 64: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em <i>PETG</i>	101
Figura 65: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em <i>PETG</i>	102
Figura 66: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em <i>PLA</i>	103
Figura 67: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em <i>PLA</i> ...	104
Figura 68: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em <i>ABS</i>	105
Figura 69: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em <i>ABS</i>	106

Figura 70: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em <i>PETG</i>	107
Figura 71: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em <i>PETG</i>	108
Figura 72: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em <i>PLA</i>	109
Figura 73: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em <i>PLA</i>	110
Figura 74: Tensões máximas em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	111
Figura 75: Região comum de tensão na parte superior entre contato pé, haste e parafuso	112
Figura 76: Deslocamentos máximos em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	113
Figura 77: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em <i>ABS</i>	114
Figura 78: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em <i>ABS</i> .	115
Figura 79: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em <i>PETG</i>	115
Figura 80: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em <i>PETG</i>	116
Figura 81: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em <i>PLA</i>	116
Figura 82: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em <i>PLA</i> ..	117
Figura 83: Região comum de pontos de tensão no modelo na impulsão em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	118
Figura 84: Região de maior ponto de tensão no modelo na impulsão em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i> : (A) Ponto de aplicação do vetor Força. (B) Ponto onde foi inserido a constante de fixação, parte interna do furo no modelo virtual para colocação do parafuso.	118
Figura 85: Peso do pé <i>SACH</i> tradicional.....	119
Figura 86: Estimativa de volume	120
Figura 87: Pesos pés SUS: (a) pé <i>SACH</i> , (b) pé de adaptação dinâmica e (c) pé articulado.....	124

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades dos materiais AÇO e ALUMÍNIO do <i>Fusion 360</i>	86
Tabela 2: Propriedades dos materiais <i>ABS, PETG e PLA</i> do <i>Fusion 360</i>	86
Tabela 3: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em <i>ABS</i>	100
Tabela 4: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em <i>PETG</i>	102
Tabela 5: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em <i>PLA</i>	104
Tabela 6: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em <i>ABS</i>	106
Tabela 7: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em <i>PETG</i>	108
Tabela 8: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em <i>PLA</i>	110
Tabela 9: Tensões máximas atuantes nos modelos virtuais em <i>ABS, PETG e PLA</i>	111
Tabela 10: Deslocamentos máximos resultantes nos modelos virtuais em <i>ABS, PETG e PLA</i>	113
Tabela 11: Tensão máxima no modelo virtual do pé na impulsão em <i>ABS, PETG e PLA</i>	117
Tabela 12: Deslocamento máximo no modelo na impulsão em <i>ABS, PETG e PLA</i>	119
Tabela 13: Densidade <i>ABS, PETG e PLA</i>	120
Tabela 14: Estimativa de peso do pé <i>SACH</i> impresso em 3D nos 3 materiais	121
Tabela 15: Média do quilograma dos filamentos orçados	121
Tabela 16: Estimativa de preço de custo do modelo virtual do pé por impressão 3D nos materiais <i>ABS, PETG e PLA</i>	121
Tabela 17: Valores de falhas para <i>ABS, PETG e PLA</i> em testes de compressão ..	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ABS</i>	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
<i>ADM</i>	<i>Amplitude de Movimento</i>
<i>AEF</i>	<i>Análise de Elementos Finitos</i>
<i>ASA</i>	<i>Acrylonitrile Styrene Acrylate</i>
<i>CPE</i>	<i>Thermoplastic Copolyester</i>
<i>DIY</i>	<i>do it yourself</i>
<i>DLP</i>	<i>Digital Light Processing</i>
<i>DMLS</i>	<i>Direct Metal Laser Sintering</i>
<i>FDM</i>	<i>Fused Deposition Modeling</i>
<i>FPS</i>	<i>frames per second</i>
<i>HDPE</i>	<i>High-Density Polyethylene</i>
<i>MJF</i>	<i>Multi Jet Fusion</i>
<i>OBJ</i>	<i>Object File Wavefront</i>
<i>P&D</i>	<i>Pesquisa e Desenvolvimento</i>
<i>PC</i>	<i>Polycarbonate</i>
<i>PETG</i>	<i>Polyethylene Ethylene Terephthalate Glycol</i>
<i>PLA</i>	<i>Polylactic Acid</i>
<i>PLY</i>	<i>Polygon</i>
<i>PP</i>	<i>Polypropylene</i>
<i>PSM</i>	<i>post-sternotomy mediastinitis</i>
<i>PVA</i>	<i>Polyvinyl Alcohol</i>
<i>SACH</i>	<i>Solid Ankle Cushion Heel</i>
<i>SLA</i>	<i>Stereolithography</i>
<i>SLS</i>	<i>Selective Laser Sintering</i>
<i>STL</i>	<i>Standard Triangle Language</i>
<i>SUS</i>	<i>Sistema Único de Saúde</i>
<i>TPU</i>	<i>Thermoplastic Polyurethane</i>
<i>VRML</i>	<i>Virtual Reality Modeling Language</i>
<i>WFIRM</i>	<i>Wake Forest Institute for Regenerative Medicine</i>
<i>WRL</i>	<i>World</i>

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	18
1.1.	Objetivo geral	20
1.2.	Objetivos específicos	20
1.3.	Estrutura do Trabalho.....	20
2.	REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1.	Anatomia do Tornozelo e Pé	22
2.1.1.	Estrutura musculoesquelética do Tornozelo e Pé	22
2.1.2.	Biomecânica do tornozelo e pé (funcionalidade).....	25
2.2.	Amputação de membros inferiores	28
2.3.	Pés protéticos contexto SUS.....	29
2.3.1.	Pé <i>SACH (Solid Ankle-Cushion Heel)</i>	31
2.4.	Manufatura Aditiva	34
2.4.1.	Contexto Histórico sobre a evolução da Impressão 3D.....	34
2.4.2.	Funcionamento das Impressoras 3D.....	39
2.4.3.	Modelagem por Fusão e Deposição - <i>FDM</i>	40
2.4.4.	Tipos de filamentos comumente utilizados em <i>FDM</i>	42
2.4.5.	Prótese impressa em tecnologia 3D.....	44
2.5.	Elementos da malha.....	46

2.6.	Simulação de elementos finitos e modelagem: aspectos importantes	48
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	52
3.1.	Materiais	52
3.1.1.	Equipamento de Digitalização	52
3.1.2.	Ferramentas de <i>Softwares</i>	53
3.2.	Métodos	54
3.2.1.	Escaneamento	54
3.2.2.	Otimização e limpeza de ruídos da malha	54
3.2.3.	Redução e conversão da malha	57
3.2.4.	Análise de seção do modelo virtual	60
3.2.5.	Corte cilíndrico do modelo virtual para colocação de parafuso	61
3.2.6.	Criação de novos componentes para integração ao modelo virtual para a 1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)	63
3.2.7.	Fixação do modelo virtual do pé, parafuso e haste para a 1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)	68
3.2.8.	Contato entre modelo virtual do pé e plataforma	72
3.2.9.	Condições de Contorno dos modelos virtuais	73
3.2.9.1.	1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)	73
3.2.9.1.1.	Ângulo 105°	74
3.2.9.1.2.	Ângulo 100°	75
3.2.9.1.3.	Ângulo 95°	75

3.2.9.1.4.	Ângulo 90°.....	76
3.2.9.1.5.	Ângulo 85°.....	76
3.2.9.1.6.	Ângulo 80°.....	76
3.2.9.1.7.	Ângulo 75°.....	77
3.2.9.1.8.	Ângulo 70°.....	77
3.2.9.2.	1ª fase de testes - malha reduzida para 22.500 faces triangulares.....	77
3.2.9.3.	2ª fase de testes (Simulação do retorno da força para impulsão).....	78
3.2.9.4.	2ª fase de testes - malha reduzida para 22.500 faces triangulares.....	79
3.2.10.	Simulação de elementos finitos.....	80
3.2.10.1.	1ª etapa: Simulação fase de apoio marcha em <i>ABS, PETG e PLA</i>	80
3.2.10.2.	2ª etapa: Simulação retorno da força aplicada na fase de impulsão....	84
3.2.10.3.	Propriedades mecânicas dos materiais.....	85
3.2.10.4.	Geração da malha de simulação.....	86
3.2.10.5.	Teste de malha	88
3.2.10.5.1.	Teste de malha para simulação das fases de apoio da marcha	89
3.2.10.5.2.	Teste de malha para simulação do retorno da força para impulsão.....	90
3.2.10.6.	Teste de carregamento	92
3.2.10.6.1.	Teste de carregamento para simulação das fases de apoio da marcha	93
3.2.10.6.2.	Teste de carregamento para simulação do retorno da força para impulsão.....	95

3.2.11.	Definição dos estudos de comparativo para custo direto de fabricação e para peso do dispositivo.....	97
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	98
4.1.	Resultados 1ª etapa: Simulação das fases da marcha em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	98
4.1.1.	Tensão atuante no modelo virtual do pé em <i>ABS</i>	99
4.1.2.	Tensão atuante no modelo virtual do pé em <i>PETG</i>	101
4.1.3.	Tensão atuante no modelo virtual do pé em <i>PLA</i>	103
4.1.4.	Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em <i>ABS</i>	105
4.1.5.	Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em <i>PETG</i>	107
4.1.6.	Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em <i>PLA</i>	109
4.1.7.	Comparativo de Tensões entre <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	111
4.1.8.	Comparativo de Deslocamentos entre <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	112
4.2.	Resultados 2ª etapa: Simulação do retorno da força aplicada na fase de impulsão.....	114
4.2.1.	Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em <i>ABS</i>	114
4.2.2.	Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em <i>PETG</i>	115
4.2.3.	Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em <i>PLA</i>	116
4.2.4.	Comparativo de tensão e deslocamento no modelo virtual do pé na impulsão em <i>ABS</i> , <i>PETG</i> e <i>PLA</i>	117

4.3.	Resultados do Estudo comparativo para custo direto de fabricação e peso do dispositivo.....	119
4.4.	Discussão.....	121
5.	CONCLUSÃO	126
6.	TRABALHOS FUTUROS	128
	REFERÊNCIAS	129

1. INTRODUÇÃO

A amputação de um membro inferior é um procedimento cirúrgico para sua retirada total ou parcial, decorrente de uma severa condição de saúde como, por exemplo, diabetes, trauma ou neoplasias (SENRA *et al.*, 2012).

No Brasil, estima-se que a incidência de amputações seja de 13,9 por 100.000 habitantes/ano (SPICHLER *et al.*, 2001), sendo que em 85% dos casos as amputações são nos membros inferiores (TOOMS,1987). A maioria dessas amputações concentra-se abaixo do joelho (transtibial) ou acima do joelho (transfemoral) e requer uma prótese tornozelo-pé.

Os pés protéticos são dispositivos mecânicos que substituem o membro perdido a fim de fornecer a mobilidade básica, minimizando os impactos negativos na vida pessoal, no bem-estar, na qualidade de vida e na autonomia do indivíduo (SCHUCH; PRITHAM, 1994; SENRA *et al.*, 2012).

Atualmente, diversos modelos de pés protéticos são encontrados no mercado e podem ser classificados de acordo com seus materiais e com os movimentos que realizam (CARVALHO, 2003). No entanto, os pés disponíveis pelo Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro são restritos a três modelos, sendo eles o pé *Solid Ankle Cushion Heel (SACH)*, ou articulado uniaxial, ou de adaptação dinâmica. Por causa de sua simplicidade em relação ao seu design e à sua durabilidade, o pé *SACH* é o mais comumente prescrito e usado dentre as próteses de pé (BALARAMAKRISHNAN; NATARAJAN; SRINIVASAN, 2020).

O pé *SACH*, embora sem tornozelo, foi projetado para absorver choques de modo similar à ação desta articulação no corpo humano. A ação do pé *SACH* é realizada pelo uso de dois elementos funcionais, sendo eles uma cunha de material de amortecimento embutida no calcanhar e uma estrutura interna central localizada na planta do pé para absorção de choque e mimetização da flexão plantar do contato inicial a resposta à carga durante a marcha (FRITZEN, 2012; STAROS, 1957).

Embora o pé *SACH* apresente um design simples, cuja fabricação não é complexa, falhas em sua construção, modelagem e instalação protética podem ocorrer,

causando dano estrutural precoce e limitando a funcionalidade do indivíduo. Esses pontos levaram à elaboração de especificações de fabricação e de programas de capacitação dos técnicos protesistas na década de 50 e 60 (STAROS, 1957). O design simples, de 1950, época de sua criação, nem sempre é percebido pelo usuário como um ponto positivo. Teorias atuais demonstram que produtos de tecnologia assistiva, como as próteses, são percebidos pelos usuários como uma nova parte dos seus corpos, e não uma entidade externa (BACHE, 2008; SANSONI; WODEHOUSE; BUIS, 2014). Assim, para muitos, a estética pouco agradável dificulta a sua aceitabilidade, o que pode levar ao seu pouco uso ou até mesmo ao seu abandono (PARR *et al.*, 2019).

Além disso, sabe-se que do ponto de vista biomecânico o pé *SACH*, por não ser personalizado, pode favorecer a perda de estabilidade e as quedas e acentuar assimetrias na marcha dos amputados, o que gera maior gasto energético (HANSEN, A. H.; CHILDRESS; KNOX, 2000; HANSEN, ANDREW H.; SAM; CHILDRESS, 2004; SNYDER *et al.*, 1995).

A manufatura aditiva, também conhecida como impressão 3D, é um processo fabril que vem conquistando espaço em diversas áreas, dentre elas a da saúde e da reabilitação, em especial, por viabilizar a produção de dispositivos personalizados e de baixo custo (MURIEL *et al.*, 2020; NAZIR *et al.*, 2019). A possibilidade de personalização de um pé protético viabilizaria o alinhamento biomecânico de acordo com a estrutura corporal de cada usuário. Na perspectiva financeira, a impressão 3D permite a manufatura imediata sob demanda, sem a necessidade de um estoque, o que representa baixo custo para as oficinas credenciadas ao SUS.

Em relação à questão estética, a manufatura 3D permite que os pés protéticos sejam personalizados para a identidade única de cada pessoa. Um indivíduo que faz uso de um pé protético pode, por exemplo, querer usar vários modelos de calçados como chinelo e sandália, além do tradicional calçado fechado, o que o modelo *SACH* atual impediria.

Diante disso, faz-se necessário um estudo que permita o desenvolvimento de um pé *SACH*, fabricado por impressão 3D, sob medida, com as vantagens de ser de baixo

custo, personalizado considerando os aspectos biomecânicos e de permitir um descarte ecológico e a sua customização.

1.1. Objetivo geral

Analisar a viabilidade de fabricação de um pé *SACH* por impressão 3D e comparar o custo de fabricação, pelo método de custeio direto, com o preço de compra do pé *SACH* convencional de madeira e borracha do SUS.

1.2. Objetivos específicos

- Analisar a resistência mecânica (tensão e deslocamento), por meio de simulação de elementos finitos, entre os materiais mais comumente utilizados para fabricação em impressão 3D pelo método *FDM* (*ABS*, *PETG* e *PLA*),
- Comparar o custo de fabricação em impressão 3D pelo método *FDM*, entre os materiais mais comumente utilizados para fabricação em impressão 3D pelo método *FDM* (*ABS*, *PETG* e *PLA*), pelo método de custeio direto,
- Comparar o peso do pé *SACH* tradicional com os pés *SACH* fabricados por impressão 3D considerando os materiais *ABS*, *PETG* e *PLA*.

1.3. Estrutura do Trabalho

O Capítulo 1 apresenta a contextualização do trabalho desenvolvido, bem como a definição dos problemas de pesquisa, objetivos gerais, objetivos específicos e justificativa.

O Capítulo 2 apresenta a revisão de literatura que fundamenta o desenvolvimento do presente trabalho. São demonstrados os conceitos base de anatomia do pé e tornozelo humano, pé *SACH*, manufatura aditiva, modelagem computacional e elementos finitos.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia proposta para o desenvolvimento do projeto. Serão apresentados os equipamentos, materiais e ferramentas de *softwares* utilizadas para o desenvolvimento do trabalho, bem como a estruturação das etapas de pesquisa.

O Capítulo 4 demonstra os resultados obtidos com a pesquisa dentro do contexto das etapas descritas e a discussão sobre eles.

O Capítulo 5 demonstra a conclusão do estudo a partir das análises realizadas.

O Capítulo 6 apresenta as considerações finais e sugestões para trabalhos futuros.

O Capítulo 7 contempla, por ordem alfabética, todas as referências utilizadas neste trabalho.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo apresenta conceitos históricos e gerais sobre os assuntos abordados e os fundamentos teóricos que embasaram o desenvolvimento dos objetivos propostos neste estudo. A revisão bibliográfica realizada compreende áreas de conhecimentos de anatomia humana do tornozelo e do pé considerando os ossos, ligamentos e músculos, da biomecânica do tornozelo e pé em termos de funcionalidade, amputação dentro do contexto brasileiro, tipos de pés protéticos contexto SUS, pé de tornozelo sólido e calcanhar amortecido tipo *SACH* (*Solid Ankle-Cushion Heel*), manufatura aditiva por deposição de material fundido *FDM* (*Fused Deposition Modeling*) no contexto mundial e aspectos importantes da simulação de elementos finitos e modelagem computacional.

2.1. Anatomia do Tornozelo e Pé

2.1.1. Estrutura musculoesquelética do Tornozelo e Pé

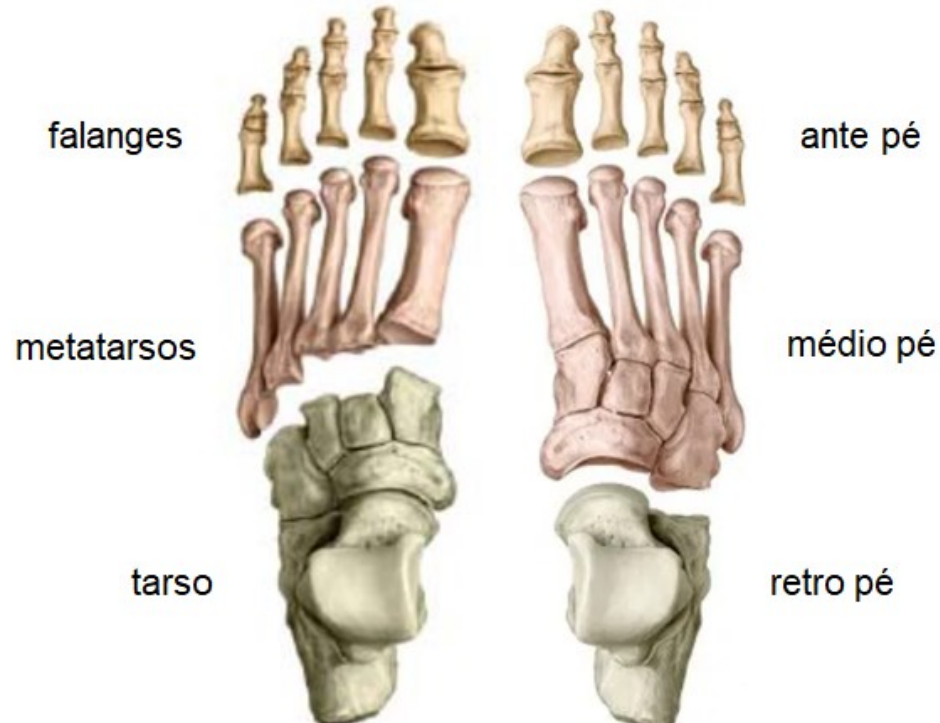
As principais funções do complexo são de suporte estável corporal, interação e transmissão de força para todo o membro inferior, agir como uma alavanca fixa e rígida para propulsão efetivamente o corpo à frente e, ao mesmo tempo, absorver o impacto do corpo durante atividades funcionais (NEUMANN, 2002; TEIXEIRA; OLNEY, 1997). O pé humano é adequadamente rígido para permitir a propulsão do corpo e possui bastante elasticidade para atuar como um armazenamento de energia, reciclando a energia mecânica durante a locomoção. Evidências destacam o potencial dos músculos para modular ativamente essa função energética do pé (KELLY *et al.*, 2019).

Além disso, a flexibilidade do pé, agindo como uma mola permite que a energia mecânica seja armazenada e devolvida durante as tarefas, de forma a diminuir o gasto energético de atividades funcionais. Este arranjo anatômico entre os ossos, músculos e ligamentos trouxe a esse complexo articular uma interação única de função mecânica considerada como tendo desempenhado um papel importante na

evolução para a locomoção vertical habitual (KELLY *et al.*, 2019; VIANNA; GREVE, 2006). Portanto, uma melhor investigação dessas estruturas é necessária.

Neste sentido, o complexo do tornozelo e pé é composto de uma variedade de estruturas como ossos, articulações, músculos, ligamentos e tendões (LAMEIRA, 2017; NEUMANN, 2002). É tradicionalmente dividido em quatro regiões, tornozelo (ossos tíbia e tálus), retropé (ossos tálus e calcâneo), mediopé (ossos navicular, cuboide e cuneiformes) e antepé (ossos metatarsais e falanges) (NETO; MEJIA, [S.d.]; NEUMANN, 2002; TEIXEIRA; OLNEY, 1997). O complexo do pé conta com diversas articulações - conexões ou ligações naturais entre dois ou mais ossos, que permitem um movimento relativo entre eles (LAMEIRA, 2017; NEUMANN, 2002). Juntas, esse complexo articular permite movimentos acoplados entre o pé, o tornozelo e todo o membro inferior nos três planos de movimento (BROCKETT; CHAPMAN, 2016; NEUMANN, 2002).

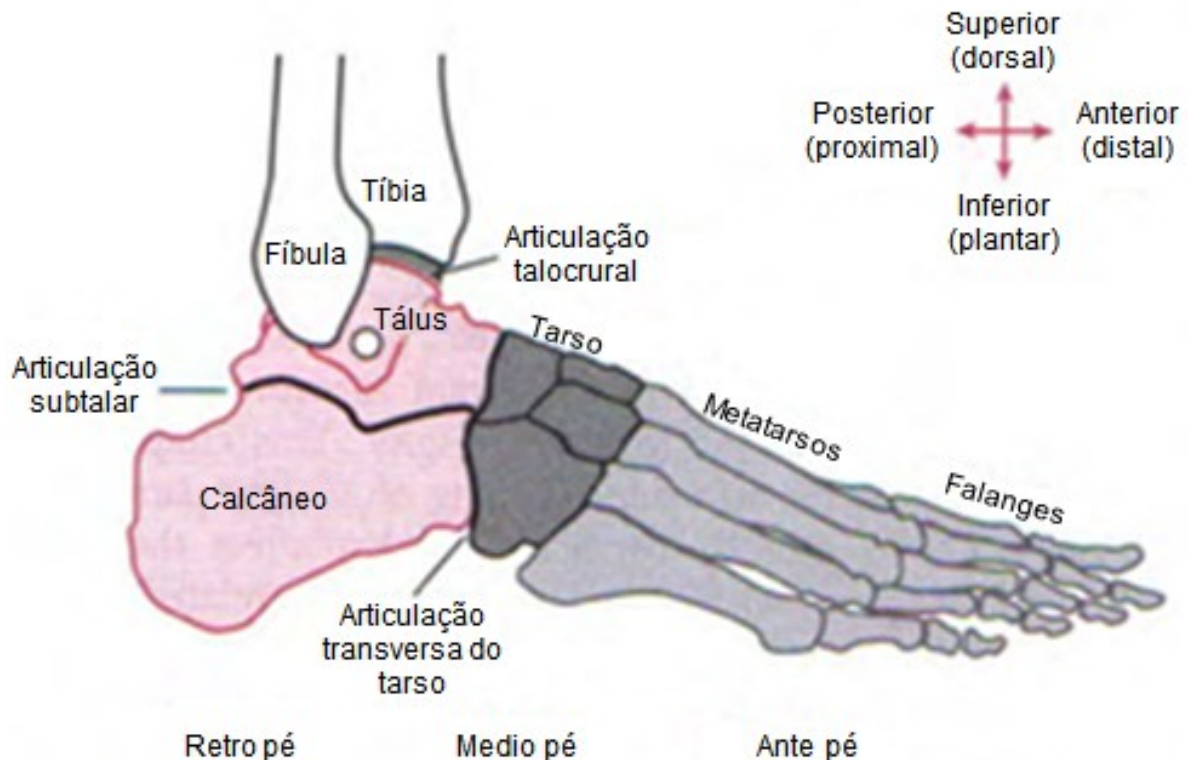
Figura 1: Divisões e regiões do pé humano



Fonte: Adaptado de DOCTORLIB, 2021; LAREAU; BARITEAU; DIGIOVANNI, 2018

Esses ossos se articulam entre si e são unidos por uma infinidade de ligamentos, cartilagens e tendões, funcionando como vigas e alavancas, fornecendo força e a flexibilidade necessárias para a locomoção. Suas principais funções são a proteção dos tecidos moles, o suporte do peso do corpo e a impulsão do movimento (ANDERSON; BORDONI, 2018; LAMEIRA, 2017). Além disso, existem também proeminências e protuberâncias ósseas que servem como locais de fixação muscular na superfície desses ossos (ANDERSON; BORDONI, 2018).

Figura 2: Divisões e regiões do pé mostrando as proeminências e protuberâncias ósseas



Fonte: Adaptado de NEUMANN, 2002

Os músculos do complexo do tornozelo e pé são fundamentais para sua mobilidade. Eles permitem o movimento dos ossos nas articulações através de forças de contração e podem ser divididos em intrínsecos (músculos mais internos do pé) e extrínsecos (músculos mais externos que cruzam a articulação talocrural/tornozelo) (COUTINHO *et al.*, 2016; LAMEIRA, 2017).

Os tendões e aponeuroses do tornozelo e pé são estruturas únicas e complexas. Eles suportam o peso corporal e transmitem grandes cargas através das articulações várias vezes ao dia e permitem funções como agachar, ficar de pé e correr (CHIODO, 2017).

Os tendões que cruzam o tornozelo são estruturas complexas e sofisticadas que permitem a propulsão em pé e para frente. Em indivíduos saudáveis, eles transmitem grandes cargas através de várias articulações milhares de vezes por dia. Eles também permitem funções diversas como ficar em pé, agachar e correr. Os tendões são projetados para conectar o músculo ao osso em suas extremidades e transmitir forças musculares geradas através de uma articulação para a estrutura óssea produzindo movimento (CHIODO, 2017; MORALES-ORCAJO; BAYOD; BARBOSA DE LAS CASAS, 2016).

Já os ligamentos são estruturas importantes anatomicamente, pois garantem a estabilidade articular (passiva), juntamente com músculos e tendões (estabilidade ativa) (LAMEIRA, 2017; NEUMANN, 2002). Juntas, todas essas estruturas permitem a função adequada do complexo e, conseqüentemente, a performance e desempenho em diferentes atividades.

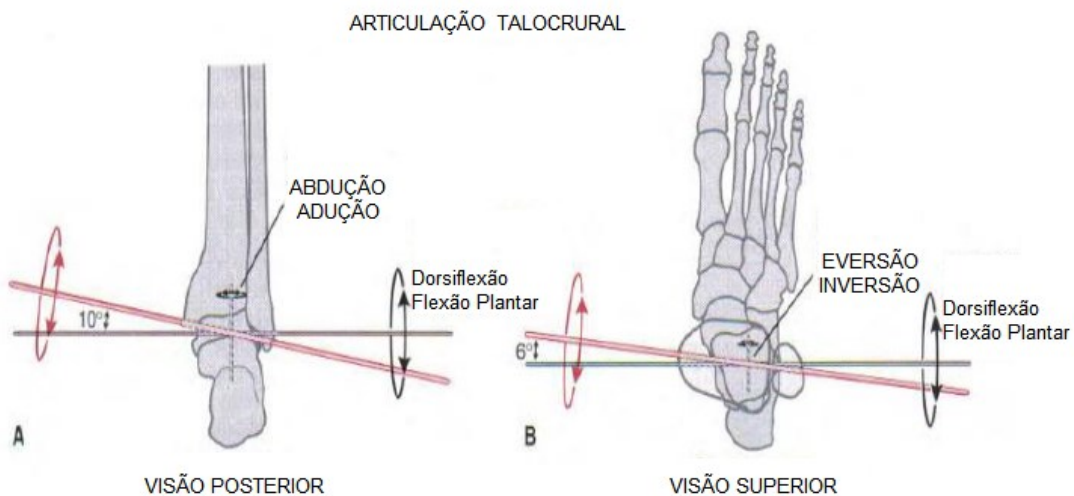
2.1.2. Biomecânica do tornozelo e pé (funcionalidade)

O complexo articular do tornozelo suporta uma força de aproximadamente cinco vezes o peso corporal durante a postura na caminhada normal e até treze vezes o peso corporal durante atividades como corrida (BROCKETT; CHAPMAN, 2016). O tornozelo tem um nível relativamente alto de congruência, é suscetível a mudanças significativas nas áreas de contato com apenas pequenas variações na anatomia, o que significa que, apesar de sofrer altas cargas durante as atividades normais, a área de suporte de carga do tornozelo (11 a 13 cm²), é maior que a do quadril e joelho resultando em menos tensões nessas outras articulações (BROCKETT; CHAPMAN, 2016; MONK *et al.*, 2016).

Devido à direção do eixo que passa sobre as articulações, eixo oblíquo, movimentos triplanares acontecem em todas as articulações. Seus movimentos são: flexão

plantar e dorsiflexão (plano sagital), abdução e adução (plano transverso) e inversão e eversão (plano frontal). As combinações desses movimentos tridimensionais são chamadas supinação e pronação do pé e, acontecem principalmente, nas articulações subtalar, talonavicular e calcâneo-cubóide. A combinação de flexão plantar, inversão e adução, durante a supinação em cadeia fechada (pé apoiado no chão), faz com que a planta do pé fique voltada medialmente, tornando o pé mais rígido. Já a pronação, dorsiflexão, eversão e abdução agem para posicionar a planta do pé lateralmente em cadeia fechada, faz com que o pé fique mais flexível (BROCKETT; CHAPMAN, 2016; NEUMANN, 2002). A amplitude de movimento (ADM) adequada de cada articulação vai depender da posição de articular – uma vez que diversos músculos do complexo cruzam mais de uma articulação – da tarefa pretendida – cada tarefa tem uma demanda de ADM – e do que cada indivíduo tem de disponibilidade em cada articulação. (BROCKETT; CHAPMAN, 2016; MONK *et al.*, 2016).

Figura 3: Movimentos na visão Posterior e Superior do pé

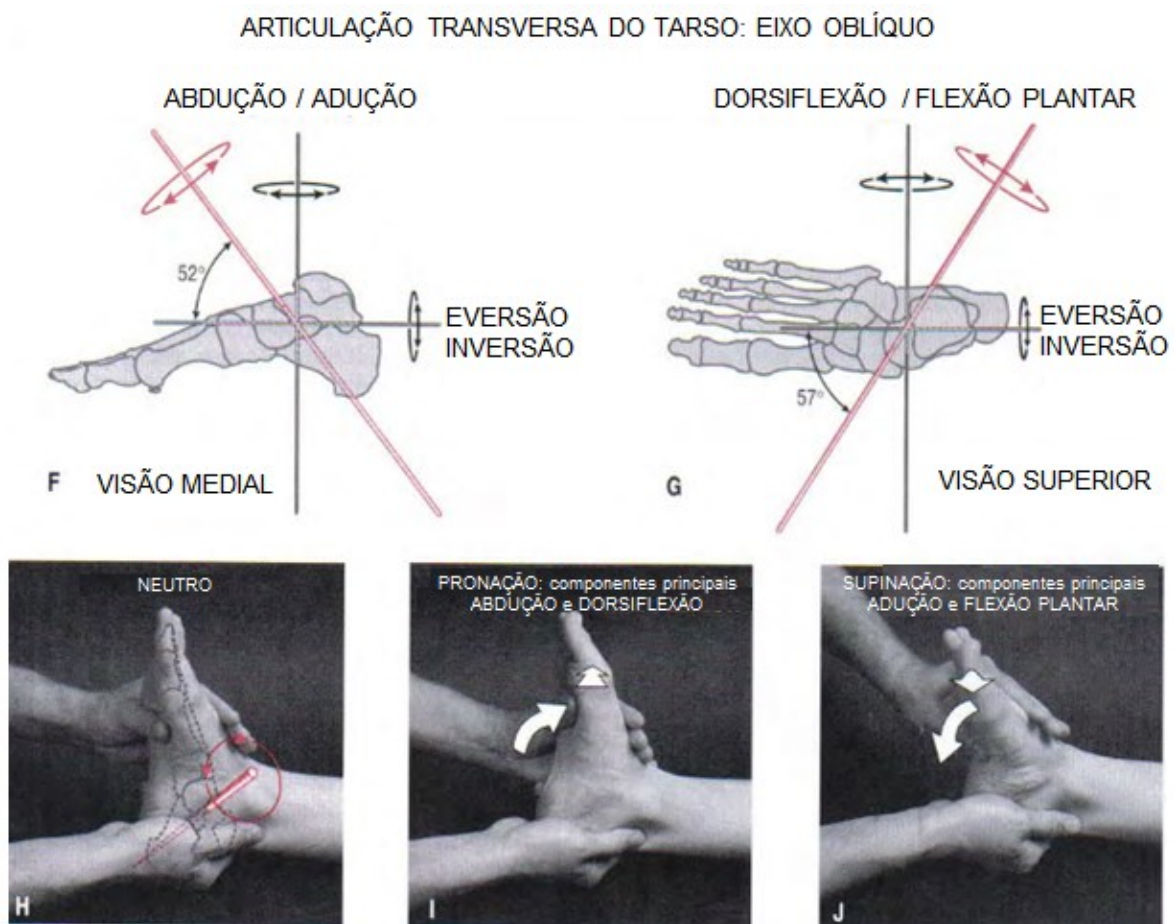


Fonte: Adaptado de NEUMANN, 2002

Durante atividades envolvendo o membro inferior, a função adequada do complexo do tornozelo e pé é de suma importância. Na marcha, por exemplo, especialmente durante a fase de apoio (pé em contato com o solo, diferente da fase de balanço), cada região (tornozelo, retropé, mediopé e antepé) possui movimentos específicos dependendo da subfase (e.g., apoio inicial, médio e terminal). O principal movimento

do complexo tornozelo e pé durante a marcha é no plano sagital, dorsiflexão e flexão plantar, por ser a direção em que vai auxiliar o avanço do corpo à frente. Entretanto, todos os movimentos são importantes, mesmo com grandes diferenças de ADM entre eles. Sendo assim, qualquer limitação seja temporária (e.g., entorses) ou permanente (e.g., amputação) levam a alterações de movimentos em todo o membro inferior e pelve, na tentativa de compensar a limitação existente, exaltando a importância do tema (NEUMANN, 2002).

Figura 4: Movimentos na visão Posterior e Medial do pé



Fonte: Adaptado de NEUMANN, 2002

A função primária do tornozelo e do pé é fornecer suporte para o corpo na postura, dissipar as forças associadas à aceleração e desaceleração e atuar como uma alavanca para otimizar o movimento para a frente durante o ciclo da marcha (MONK *et al.*, 2016).

Essas forças são transmitidas através do corpo e as tensões atuantes podem ser usadas para descrever a resposta interna da estrutura (MONK *et al.*, 2016).

2.2. Amputação de membros inferiores

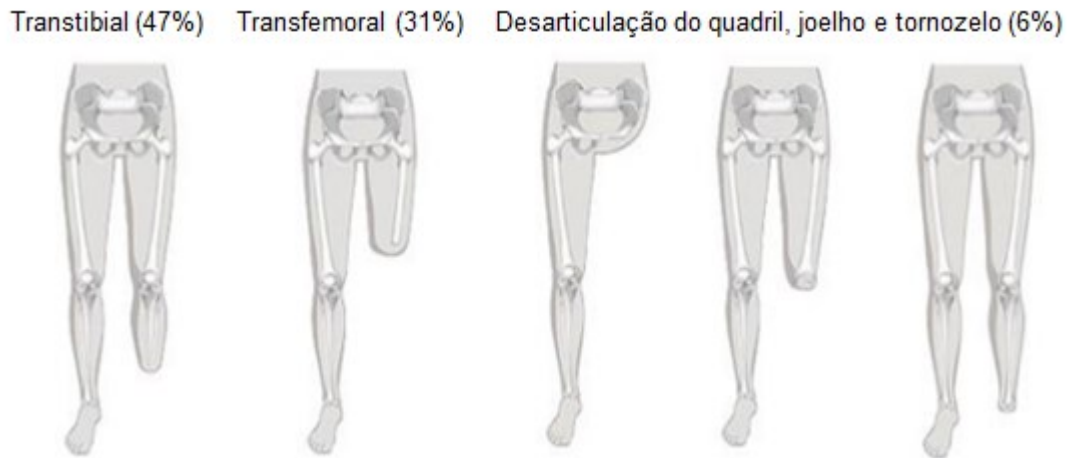
A palavra amputação é derivada do latim que significa “*ambi*” ao redor e “*putatio*” retirar, cortar (ESTÊVÃO, 2009; PEREIRA, 2014). Pelo Ministério da Saúde, a definição de amputação é:

“O termo utilizado para definir a retirada total ou parcial de um membro, sendo este um método de tratamento para diversas doenças. É importante salientar que a amputação deve ser sempre encarada dentro de um contexto geral de tratamento e não como a sua única parte, cujo intuito é prover uma melhora da qualidade de vida do paciente” (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

As principais causas de amputação de membros inferiores no Brasil são as doenças crônico-degenerativas, mais comumente em idosos. Além dessas, também temos as amputações por doenças vasculares e/ou diabetes e as traumáticas, que acometem em maior número os homens (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; PEREIRA, 2014).

A escolha do nível da amputação assegura ao paciente uma boa cobertura da pele, promove uma cicatrização adequada e preserva a sensibilidade (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). Considerando a avaliação médica realizada e o nível de amputação do membro inferior selecionado, ela pode ser transtibial (abaixo do joelho) ou transfemural (acima do joelho), os mais frequentes, ou ainda desarticulação do quadril, do joelho e do tornozelo (PEREIRA, 2014).

Figura 5: Percentagem dos níveis de amputação



Fonte: Adaptado de PEREIRA, 2014

O número de amputações no Brasil cresce ano a ano, tanto devido a acidentes quanto a doenças e, conforme acompanhamentos do SUS, a quantidade de caso supera 49 mil (ABRANTES, 2019). Desse total, cerca de 85% são de membros inferiores, sendo que, em 2011, esse percentual ficou próximo a 94% das amputações realizadas pelo SUS (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

2.3. Pés protéticos contexto SUS

Para a construção do referencial teórico foram realizadas buscas nas bases de dados *IEEE Xplore*, *MEDLINE Complete (EBSCO)*, *PEDro - Physiotherapy Evidence Database*, Portal de Periódicos CAPES/MEC, *ScienceDirect (Elsevier)*, *SCOPUS (Elsevier)*, *SpringerLink*, utilizando os seguintes termos: *foot SACH*, *3D printing*, no idioma Inglês, sem limite de ano de publicação para os artigos pesquisados, uma vez que se trata de uma pesquisa que utiliza conceitos já descritos anteriormente por teóricos que são referências no assunto.

As primeiras próteses registradas tiveram sua origem no antigo Egito. Por causa de suas configurações rudimentares, essas próteses foram utilizadas como um complemento ao corpo ao invés de serem funcionais. No entanto, recentemente cientistas relataram a descoberta do primeiro dedo protético feito de madeira funcional em uma múmia antiga no Egito. Com o tempo, o desenho das próteses foi

se aprimorando em relação ao seu aspecto funcional. Em 1858, na cidade de Cápua, Itália, foi desenterrada uma perna artificial datada de 300 a.C., feita de bronze e ferro com núcleo de madeira, aparentemente com uso funcional na amputação de membros inferiores. Em 1560, o cirurgião francês Ambroise Paré e o artesão francês Le Petit Lorrain projetaram uma perna protética funcional e revolucionária feita de metal, couro, papel e cola. A prótese para amputação de membro inferior faz uso de um mecanismo de acionamento por cordão garantindo certa mobilidade ao usuário (JUNQUEIRA *et al.*, 2019).

Durante o século XVII até meados do século XIX, diversos conceitos de próteses foram desenvolvidos como no caso de Pieter Verduyn que, em 1696, desenhou a primeira prótese com articulações móveis tornando-se uma referência para futuras próteses com articulações que permitem graus de liberdade para o usuário. Já em 1800, um londrino chamado James Potts desenvolveu uma prótese para amputação de membros inferiores feita de madeira que ficou conhecida como “*Anglesey Leg*”. Em 1839, William Selpho levou a Prótese de Potts para os Estados Unidos e desenvolveu a prótese que se chamaria “Perna de Selpho”. O desenvolvimento das próteses continuou a crescer no século XIX até chegar em 1912 quando o aviador Marcel Desoutter, que perdeu a perna na Primeira Guerra Mundial, projetou e fabricou a primeira prótese de alumínio da história (JUNQUEIRA *et al.*, 2019).

Os pés protéticos são fundamentais para a qualidade de vida dos amputados, por possibilitarem um estilo de vida independente e fisicamente ativo. O objetivo principal desses dispositivos é habilitar a funcionalidade básica da marcha para um amputado. Um dos primeiros exemplos documentados dessas próteses data dos romanos, por volta de 300 a.C., junto com menções ao uso de membros artificiais na literatura greco-romana. A primeira iteração contemporânea remonta à década de 1950 com a invenção do pé *SACH*, seguido por várias outras modalidades nas décadas seguintes (JIA, YU *et al.*, 2019).

Os pés protéticos disponíveis comercialmente podem ser classificados em um de três tipos dentro do contexto SUS como pés *SACH*, pés articulados, ou de adaptação dinâmica. Todos 3 são indicados para todos os tipos de próteses, o que varia é o tipo de paciente e seu grau de atividade (FRITZEN, 2012; REGINA; FABRÍCIO; GIROTTO, 2017; SILVA; ALVES; FORESTI, 2019).

Os pés articulados possuem amortecedores de diferentes densidades de borrachas e variações do grau de flexão plantar. São indicados para usuários com baixo nível de atividade física diária. São compostos por polímeros, madeira e metais e são uniaxiais, que fazem com que a articulação do tornozelo permita que o pé se mova para cima e para baixo no movimento de flexão plantar (FRITZEN, 2012; ORTEC, 2021; OTTOBOCK, 2021a; REGINA; FABRÍCIO; GIROTTO, 2017; SILVA; ALVES; FORESTI, 2019).

Os pés dinâmicos, derivados do *SACH*, possuem um antepé mais mole e calcâneo mais duro e capacidade de deformação maior que o *SACH*. Proporciona passagem mais dinâmica entre a fase estática para a de impulso na marcha e uma simetria entre os lados amputado melhor em relação ao tempo da fase de apoio em comparação com o pé *SACH* (FRITZEN, 2012; OTTOBOCK, 2021b; REGINA; FABRÍCIO; GIROTTO, 2017; SILVA; ALVES; FORESTI, 2019).

O pé *SACH*, que é o mais simples entre os três, é um pé passivo, sem articulação mecânica, com calcanhar amortecido e com leve flexão plantar (STAROS, 1957).

Todos esses dispositivos, embora apresentem suas peculiaridades, visam melhorar a qualidade de vida e expandir a funcionalidade do usuário e os avanços tecnológicos relacionados a esses dispositivos buscam aumentar a durabilidade dos mesmos e reduzir continuamente os seus custos de fabricação, sendo esses os principais requisitos de design para próteses de membros inferiores, incluindo os pés, com aplicações humanitárias.

2.3.1. Pé *SACH* (*Solid Ankle-Cushion Heel*)

O pé protético mais popular disponível para fins humanitários é o pé de calcanhar com almofada sólida de tornozelo tipo *SACH* (*Solid Ankle-Cushion Heel*). O pé *SACH* tem um antepé muito mais rígido e seu raio de curvatura é consideravelmente maior e mais plano do que o raio de curvatura do membro sadio (BAROCIO *et al.*, 2014).

Eles são normalmente fabricados de estruturas de madeira maciça, plástico ou metal, com algum acolchoamento macio com espuma ou borracha para fornecer conforto e eficiência energética dentro de suas possibilidades. O pé *SACH* (Fig. 6) possui um núcleo contornado e é composto por uma espuma funcional com uma quilha de madeira. Ele pode suportar um peso máximo de 125 kgf. Devido à sua rigidez, é normalmente prescrito para indivíduos de baixa atividade. O pé *SACH* também é frequentemente prescrito por ser barato, leve, durável e disponível em várias alturas de salto, permitindo que seus usuários usem diferentes tipos de calçados (TURCOT *et al.*, 2013).

Figura 6: Ilustração de uma seção do pé *SACH*



Fonte: Adaptado de TURCOT *et al.*, 2013

Uma característica chave do design do pé *SACH* é imitar os pés humanos de um ponto de vista cosmético. No entanto, o padrão de marcha não otimizado que essa prótese impõe ao usuário, com frequente claudicação, pode causar tensões repetidas em membros e articulações saudáveis como, por exemplo, joelho e quadril e, conseqüente lesões após o uso prolongado (JIA, YU *et al.*, 2019). Além disso, o pé *SACH* promove uma marcha altamente assimétrica (HANDFORD; SRINIVASAN, 2018), com um tempo de fase de apoio mais curto, maior comprimento de passo e tempo de balanço, menor amplitude de flexão do joelho e forças de pico vertical do que o membro sadio. Os distúrbios da simetria nos parâmetros temporários, cinéticos e cinemáticos fazem com que amputados caminhem com maior custo de energia e em velocidades mais baixas do que os não-amputados (ABBAS *et al.*, 2020; LEE; ZHANG, 2005; WINDRICH *et al.*, 2016).

Além disso, os usuários são obrigados a controlar essas próteses sólidas por meio de seu próprio esforço mecânico o que é geralmente descrito como controle passivo, impactando negativamente no gasto energético, resultando em taxas metabólicas mais altas por ser uma prótese passiva. (ABBAS *et al.*, 2020; LEE; ZHANG, 2005; WINDRICH *et al.*, 2016).

Um pé *SACH* é um pé que absorve a energia cinética do membro oscilante e da prótese durante a fase de golpe do calcanhar, de modo que, no dedo do pé, os amputados devem empregar seus quadris para “puxar” a prótese para a próxima fase de balanço (LOPEZ-AVINA; BAROCIO; HUEGEL, 2017).

Novas versões do *SACH* são projetadas para ser mais leves do que as antigas, mais duráveis, e incluir um calcanhar elástico envolvente que, no toque do calcanhar, no início da fase de apoio da marcha, pode fazer o paciente andar de forma mais dinâmica (ABBAS *et al.*, 2020).

Figura 7: Tipos de pés contexto SUS: (a) pé *SACH*, (b) pé de adaptação dinâmica e (c) pé articulado



Fonte: O autor

Após a invenção do pé protético *SACH* no final da década de 1950, o desenho e os tipos de materiais utilizados na confecção das próteses não mudaram muito. Porém, na década de 1980, um pé protético flexível foi fabricado a partir de dois laminados de fibra de carbono, material mecânico leve, robusto e de alta resistência, que até então era utilizado predominantemente na indústria aeronáutica (JUNQUEIRA *et al.*, 2019).

O primeiro modelo de prótese transtibial feita inteiramente de material compósito foi desenvolvido por Van L. Phillips em 1983. Este modelo proposto por Phillips engloba a junção de uma prótese de pé com extensão ao coto (JUNQUEIRA *et al.*, 2019).

No entanto, todos os modelos relatados até agora são estáticos, aplicando forças / momentos estáticos para simular uma ou mais fases da marcha. A importância no desenvolvimento de modelos dinâmicos foi reconhecida por pesquisadores que desenvolveram os modelos estáticos. Um modelo dinâmico deve ser desenvolvido para considerar não apenas as cargas externas variáveis, mas também os efeitos inerciais do material durante a marcha (JIA, XIAOHONG; ZHANG; LEE, 2004).

2.4. Manufatura Aditiva

2.4.1. Contexto Histórico sobre a evolução da Impressão 3D

O processo de impressão 3D tem como objetivo converter um projeto para um objeto sólido tridimensional (ÇELIK, ÇETINKAYA, 2016). Essa forma de produzir objetos trabalha com uma estrutura baseada em camadas definida como fabricação aditiva em 3D (KALENDER *et al.*, 2019).

Conforme os estudos realizados por Kalender *et al.* (2019), o uso da tecnologia de impressão 3D reduz o tempo de fabricação de peças e diminui o custo da produção quando comparada com os métodos tradicionais. Além disso, há vantagem quanto à produção de peças com geometria complexa, sendo utilizadas como um diferencial em empresas já consolidadas na aviação como a NASA (STANFIELD, 2017).

As primeiras tecnologias de impressão 3D foram descobertas em 1980 e foram nomeadas de tecnologias de Prototipagem Rápida (PENG *et al.*, 2021).

No início da década de 1980, Charles W. Hull trabalhava em uma empresa que utilizava luz ultravioleta para aplicar rolhas finas de folheados de plástico para tampos de mesa, entre outros produtos. Com esse trabalho ele percebeu que poderia sobrepor milhares de camadas laminadas umas sobre as outras e gravar sua forma com luz ultravioleta, e que assim ele poderia formar objetos tridimensionais de qualquer forma concebível (HULL, 2017).

Assim, com o objetivo de aprimorar o processo da criação de peças de pequenas peças de plástico para prototipagem, desenvolveu o primeiro modelo de impressora 3D e um ano depois solicitou a patente para sua invenção (HULL, 2017).

Hideo Kodama, em 1981, por meio do Instituto Municipal de Pesquisa Industrial de Nagoya (Nagoya, Japão) onde fez seus estudos e veio a publicar sobre a fabricação de um modelo de sólido impresso, que foi o primeiro modelo de “fabricação aditiva”, “prototipagem rápida” ou “tecnologia de impressão 3D” (PORTO, 2016).

O termo "manufatura aditiva" está ligado a criação de materiais de objetos por meio de um modelo digital, onde é utilizado o processo aditivo de estratificação em forma sequencial. A maior parte do processo de fabricação tradicional tem como base as técnicas subtrativas, de onde inicia com um material com forma inicial, depois ele é cortado e/ou perfurado até a forma que se almeja. Já a impressão 3D parte tem como princípio a adição de camadas sucessivas até chegar ao ponto que se deseja (PORTO, 2016).

Em 1988, S. Scott Crump com o objetivo de criar um brinquedo para sua filha de forma simplificada, utilizou uma pistola de cola quente para derreter plástico e derramar camadas finas para a confecção do produto. Ele chamou a sua invenção de *Fused Deposition Modeling (FDM)* (PEARSON, 2021).

Essa criação tinha como objetivo derreter e espalhar filamentos de plástico em uma superfície plana. Com isso ele utilizou um *software* controlado numericamente para automatizar o processo. Assim, após a concessão da patente em 1992, Crump e sua esposa Lisa fundaram a *Stratasys*. O *FDM*® hoje é utilizado em diversos tipos de

impressora 3D, sendo uma das empresas mais reconhecidas na área (PEARSON, 2021).

Nas décadas de 80 e 90, a *3D Systems Corp.* criou e patenteou a primeira impressora de tecnologia *SLA (stereolithography)* estereolitografia, criada pelo norte americano Charles Hull. Já a startup DMT produziu a primeira máquina de *SLS (Selective Laser Sintering)* Sinterização Seletiva a Laser (PORTO, 2016).

O termo “impressora 3D” surgiu em 1995, por Jim Bredt e Tim Anderson, alunos do Instituto de Tecnologia de Massachusetts. Nessa década, era comum que os materiais impressos apresentassem deformações quando endurecidos e as máquinas eram muito caras para pequenos empreendedores, entretanto já era notado o potencial promissor da tecnologia (PORTO, 2016).

A *Solidscap*e, em 1994 iniciou o seu trabalho de fabricação de impressoras 3D de alta precisão para a confecção de produtos com dimensões precisas e para a fabricação de produtos de qualidade. Era notório as possibilidades de fabricação de peças com geometria complexa pela tecnologia, demonstrando assim o sucesso contínuo da impressão 3D (SOLIDSCAPE, 2021).

A *Solidscap*e fornece altos padrões da indústria em acabamento de superfície, precisão e fundibilidade do material, eliminando a necessidade de pós-processamento, que foi uma evolução interessante para a indústria. (SOLIDSCAPE, 2021).

A partir do ano de 1999, muitos avanços foram feitos na medicina graças ao desenvolvimento das impressoras 3D. Em um primeiro momento, cientistas do *Wake Forest Institute for Regenerative Medicine (WFIRM)* Instituto Wake Forest de Medicina Regenerativa, imprimiram arcabouços sintéticos da bexiga humana e depois revestiram os com as células de pacientes humanos. O tecido recém-gerado foi então implantado e por ser feito com as células dos próprios pacientes apresenta risco de rejeição baixo. Além disso, em menos de 10 anos, cientistas projetaram um rim funcional em miniatura, construíram uma perna protética e imprimiram os primeiros vasos sanguíneos (GOLDBERG, 2014).

A norte americana *MakerBot* foi fundamental para a contribuição da popularização das impressoras 3D. Em 2009, foi a responsável pela criação dos kits *DIY 4 (do it yourself)* que tinha como objetivo fornecer um material para que os consumidores construíssem suas próprias impressoras (PORTO, 2016).

Em seguida, lançou em 2012 o *Replicator 2*, com um tamanho relativamente pequeno e que custava 2200 dólares. De acordo com VILICIC (2012), o *Replicator 2* significou para as impressoras 3D o que representou o *Apple II* para a computação pessoal. Esta impressora, já era enviada pronta para ser utilizada, diferente dos modelos antigos que necessitava de técnicos para sua montagem (VILICIC, 2012).

No início da década de 2000 a impressão 3D se destacou ainda mais como um aliado no setor da saúde. Tornou-se possível a impressão 3D de materiais biocompatíveis e componentes de suporte em complexos tecidos vivos 3D funcionais. A bioimpressão 3D passou a ser aplicada a medicina regenerativa com o objetivo de atender à necessidade de tecidos e órgãos adequados para transplante (MURPHY; ATALA, 2014).

Embora a bioimpressão 3D envolva complexidades adicionais, como por exemplo, a escolha de materiais, tipos de células, fatores de crescimento e diferenciação e desafios técnicos relacionados às sensibilidades de células vivas e à construção de tecidos, ela ainda se mostrou mais promissora que os métodos anteriores (MURPHY; ATALA, 2014).

Com a inserção da impressão 3D para a área da saúde, houve a necessidade de se aliar cada vez mais as áreas de engenharia, ciência dos biomateriais, biologia celular, física e medicina. A bioimpressão 3D já foi utilizada para a geração e transplante de diversos tecidos, incluindo pele multicamadas, osso, enxertos vasculares, talas traqueais, tecido cardíaco e estruturas cartilaginosas. Entre diversas aplicações, há o desenvolvimento de modelos de tecido *bioprinted 3D* de alto rendimento para pesquisa, descoberta de medicamentos e toxicologia (MURPHY; ATALA, 2014).

A patente da impressão tridimensional por *FDM* teve a sua patente protegida até o ano de 2009, quando perdeu seu prazo de validade junto aos países signatários dos

acordos de Propriedade Intelectual espalhados pelo mundo (PITÁGORA; ARAÚJO, 2018).

Em 2014 a patente de mesma funcionalidade, porém com o uso do método de impressão *SLS*, tornou-se também de domínio público. Após estes acontecimentos, o mundo pode ter acesso a todas essas tecnologias que antes eram monopolizadas por grandes empresas (PITÁGORA; ARAÚJO, 2018).

Além disso, a invasão de *softwares* e *hardwares* livres, maior investimento em P&D (Pesquisa e Desenvolvimento) e estreitamento da relação investidor-projetista auxiliaram no barateamento e na popularização das impressoras 3D (PITÁGORA; ARAÚJO, 2018).

Em 2010 em uma parceria entre *KOR Ecologic* e *Stratasys* foi lançado o primeiro carro feito em uma impressora 3D o *Urbee*. Esse carro foi construído a baixo custo e no método de impressão 3D *FDM* (STRATASYS, 2021).

Após vários anos de pesquisa e desenvolvimento, a *KOR Ecologic* busca entrar para o *Guinness Book of World Records* ao viajar de São Francisco a Nova York com apenas 10 litros de etanol. Esse é um dos possíveis “veículos urbanos do futuro” e existe a expectativa dele se tornar o carro mais ecológico do planeta (STRATASYS, 2021).

Com a difusão da impressão 3D nas mais variadas áreas de atuação, o custo de fabricação e o avanço nos métodos de impressão vêm tornando o processo cada vez mais barato. Em 1990 uma impressora custava centenas de milhares de dólares, hoje já existem modelos por menos de mil dólares (PORTO, 2016).

Em 2019 foi realizado na Austrália um estudo sobre a mediastinite pós-esternotomia (*Post-sternotomy mediastinitis - PSM*) que é uma complicação grave da esternotomia mediana que comumente leva os pacientes a óbito. Após pesquisas, os médicos fizeram um implante de esterno de polietileno de alta densidade (*HDPE - high-density polyethylene*) fabricado em uma impressora 3D. A reconstrução da parede torácica foi simples e a paciente tolerou bem o procedimento sem comprometimento cardiorrespiratório (PRAKASH *et al.*, 2020).

A impressão 3D também tem demonstrado ser uma grande aliada na produção de próteses, uma vez que quando fabricadas de forma individual aumentam em 40% a velocidade de regeneração do tecido, uma vez que são impressos vasos sanguíneos, redes vasculares, ataduras, ossos, orelhas, narizes, olhos, próteses dentárias, entre outros. Acredita-se que o maior avanço e benefício esperado da impressora 3D para a área da saúde será o desenvolvimento de órteses de órgãos humanos (CAMPOS *et al.*, 2015).

A impressão 3D tem demonstrada ser efetiva em aplicações de Tecnologia Assistiva (TA). Devido à grande complexidade individual anatômica, cinesiológica e biomecânica que as TAs apresentam, o método de impressão 3D pode atender as peculiaridades de cada caso, tornando as adaptações personalizadas com medidas exatas para cada paciente (AMARAL *et al.*, 2017).

2.4.2. Funcionamento das Impressoras 3D

A manufatura aditiva é caracterizada como um processo automatizado utilizado para a produção de objetos em três dimensões, com o seu design auxiliado via computador. O processo é baseado no princípio da fabricação de camadas e é independente de peças, como por exemplo, uma fresagem ou dispositivos de perfuração. As peças são geradas acumulando e conectando o volume de elementos (*voxels*). Originalmente, esse processo era chamado de prototipagem rápida, e esse termo ainda é utilizado na atualidade (GEBHARDT *et al.*, 2018).

Os termos impressão 3D e manufatura aditiva incluem qualquer processo relativo à disposição do material para a produção de um objeto em três dimensões. A execução técnica do é baseada exclusivamente em camadas e, e por isso os termos: Impressão 3D, manufatura aditiva e tecnologia baseada em camadas são comumente utilizados (GEBHARDT *et al.*, 2018).

Para a impressão de um produto por manufatura aditiva o primeiro passo da criação de um produto em impressão 3D é o desenvolvimento do modelo em um *software* de edição no computador. Depois é necessário que o arquivo seja enviado a impressora para definir-se as dimensões e a resolução da imagem, que é medida

pela espessura das camadas sobrepostas. Quanto menor for a espessura, melhor será a qualidade do objeto, porém maior será o tempo gasto na impressão (GEBHARDT *et al.*, 2018).

O *software* da impressora é responsável por examinar o modelo do objeto e determinar como imprimi-lo e qual será a menor quantidade de material e tempo. Após definir as configurações principais, o *software* de impressão compila os dados e “fatia” o objeto em diversas camadas horizontais (GEBHARDT *et al.*, 2018).

Depois, um grupo de comandos visa direcionar a cabeça da impressora nas movimentações nas direções x e y, enquanto estiver extrudando o material ou projetando o laser no pó ou na resina. Ao desloca-se pela área de impressão, a cabeça da impressora traça a fatia do objeto, de forma que o *software* diminui a distância a ser percorrida. As principais técnicas de impressão utilizadas são: Modelagem por Fusão e Deposição, Sinterização Seletiva a Laser, Estereolitografia, Manufatura de Objetos Laminados e 3D Print (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

2.4.3. Modelagem por Fusão e Deposição - FDM

A tecnologia de modelagem de fusão e deposição (*FDM*) é utilizada para a construção em camadas de modelos físicos com base em um modelo sólido 3D assim como as outras tecnologias de impressão 3D. Essa tecnologia é baseada em uma construção em camadas de modelos físicos diretamente de um modelo sólido digital 3D. Esse método utiliza como base a extrusão de filamentos termoplásticos e é a que será utilizada para essa pesquisa. A máquina é formada por um cabeçote que tem como função movimentar-se nos eixos x e y, e por uma plataforma responsável por transladar verticalmente, ou vice-versa. O injetor de material aquece e puxa o filamento plástico que fica enrolado em uma bobina (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

O cabeçote, ou cabeça de impressão é responsável por aquecer localmente o material de entrada na forma de uma haste de plástico, fazendo com que este derreta. Assim, a cabeça é movida em duas direções, X e Y, e espalha uma camada de material no lugar da seção transversal do modelo requerido. Depois de completar

a camada, a mesa de construção se abaixa pela espessura de uma camada, e todo o processo é continuamente repetido até a conclusão de todo o modelo (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

Esse material passa através do bico extrusor situado no cabeçote para, então, ser depositado na plataforma. No caso de construção de superfícies complexas também será impresso juntamente com o objeto, camadas de suporte caso seja necessário (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

Conforme a camada fica pronta, a plataforma se descoloca para baixo ou o cabeçote se desloca para cima, dependendo do tipo de impressora, num valor equivalente a espessura da nova camada para que a próxima camada seja feita. Essas etapas são repetidas quantas vezes forem necessárias até formar o objeto 3D completo. O processo pode levar de poucos minutos até algumas horas, dependendo da complexidade e da qualidade da impressora (RAULINO, 2011).

A tecnologia *FDM* apresenta algumas vantagens em relação a outras técnicas de impressão, como o menor desperdício de material e a menor necessidade de limpeza.

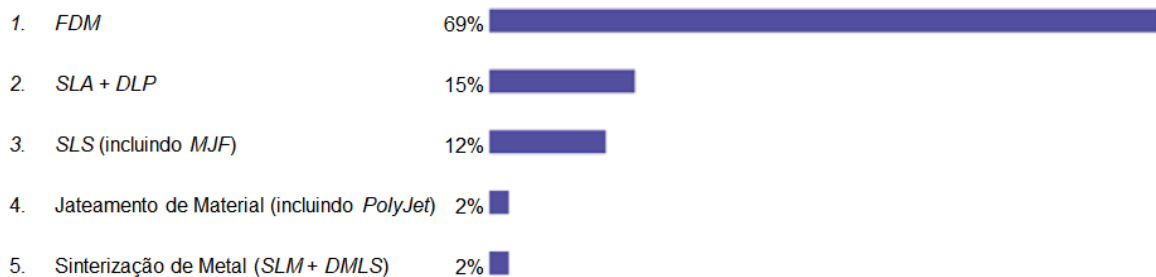
RAULINO (2011, p. 50) destaca sobre o assunto:

“Esta impressora é mais utilizada para a fabricação de produtos menos exigentes, direcionados a atividades acadêmicas e produtos customizáveis para comercialização. Além disso, outra vantagem é a menor espaço que ocupa, visto que os motores de acionamento necessitam de menos potência e resfriamento que os lasers. Tais características possibilitam sua instalação em ambientes não industriais”.

A impressão 3D *FDM* aumentou exponencialmente nos últimos anos devido à rápida redução do custo de capital das impressoras 3D. Sua utilização varia desde a fabricação de peças na indústria até o uso pessoal em ambientes residenciais. Na Europa, o Reino Unido representa atualmente 44% da demanda total de impressão 3D segundo a *3DHubs* e pode ser responsável por até 20% do volume global de impressões 3D segundo a sociedade anônima *Filamentive* registrada na Inglaterra e País de Gales (BOURNIAS-VAROTSIS; SCHÖFFER, 2019; UK; MARKET, 2021).

O método de impressão 3D mais utilizado no mundo segundo o Relatório de Tendências da *3DHubs* de 2019 é o método de impressão *FDM*. O evento *Additive Manufacturing for Aerospace*, sediado pela *Wi3DP (Women in 3D Printing)* e patrocinado pela *AlphaSTAR* e *Link3D* ocorrido em julho de 2020, trouxe relevantes informações sobre impressão 3D e dentre eles, a *FDM* como a tecnologia mais utilizada (BOURNIAS-VAROTSIS; SCHÖFFER, 2019; FU *et al.*, 2020).

Figura 8: Tecnologia de impressão 3D mais utilizada no mundo



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

2.4.4. Tipos de filamentos comumente utilizados em *FDM*

Um dos tipos de filamentos comumente utilizados é o Acrilonitrila Butadieno Estireno (*ABS - Acrylonitrile Butadiene Styrene*). Eles são produzidos a partir do petróleo, sendo um dos mais antigos utilizados na impressão 3D (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

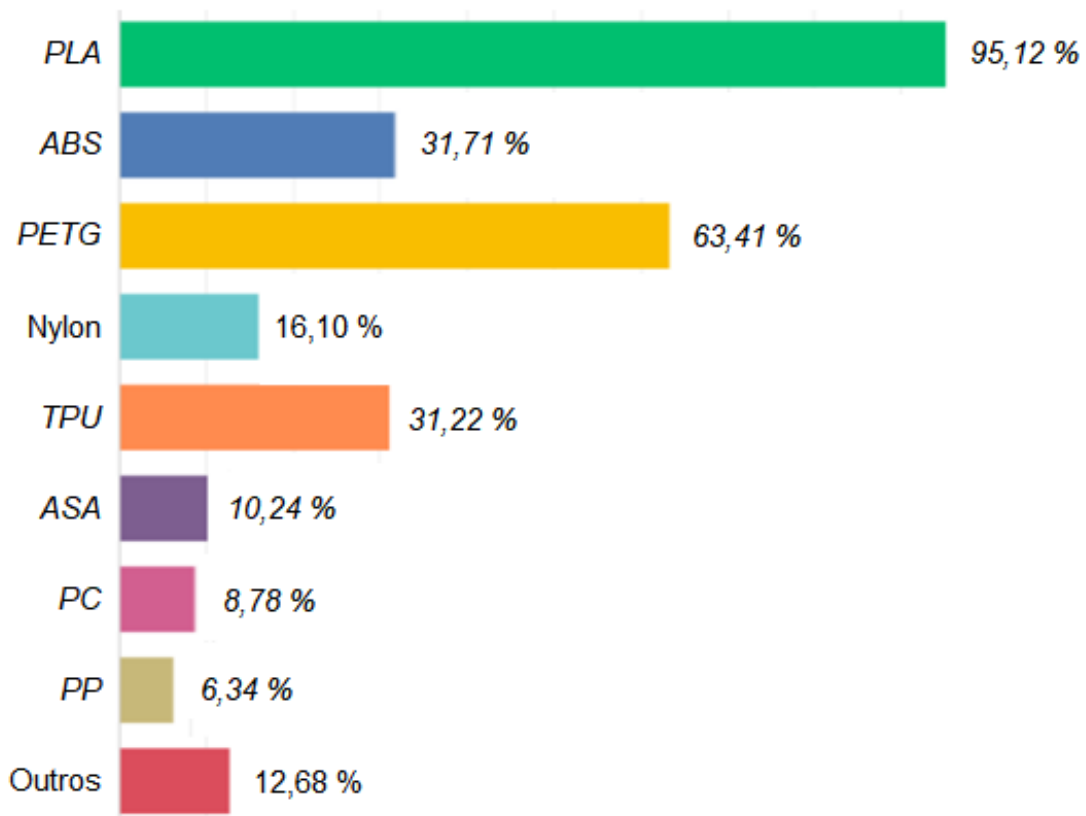
O Ácido Polilático (*PLA - Polylactic Acid*), é um material biodegradável e de origens vegetais. Ele não necessita de uma mesa aquecida para impressão ou de altas temperaturas para a extrusão. O *PLA* permite que as impressões tenham cores translúcidas, e possui maior aderência para detalhes que o *ABS* (KOZIOR; KUNDERA, 2017).

O Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol (*PETG - Polyethylene Ethylene Terephthalate Glycol*) é um copolímero com característica mais flexível que o *ABS* e *PLA* com excelente resistência mecânica. Possui baixo encolhimento, boa resistência a químicos como ácidos, não emite odor durante a impressão e resiste à água (CREEM, 2018).

Além dos insumos citados acima, existe uma grande gama de filamentos que podem ser utilizados por impressoras 3D. Materiais já conhecidos pela indústria que são possíveis utilizar em impressoras 3D, como por exemplo, o filamento flexível ou poliuretano termoplástico *TPU (Thermoplastic Polyurethane)*, o filamento solúvel de álcool polivinílico (*PVA - Polyvinyl alcohol*), polipropileno (*PP - Polypropylene*), policarbonato (*PC - Polycarbonate*), poliamida (*Nylon - polyamide*) e copoliéster termoplástico (*CPE - thermoplastic copolyester*). Cada um apresenta uma especificidade e devem ser considerados nas montagens de projetos.

Segundo o Relatório de Tendências da *3DHubs* de 2020, 91% das impressões 3D são *FDM / filamento*. Dentre os usuários, os filamentos consumidos entre eles são o *PLA, ABS e PETG* (UK; MARKET, 2021).

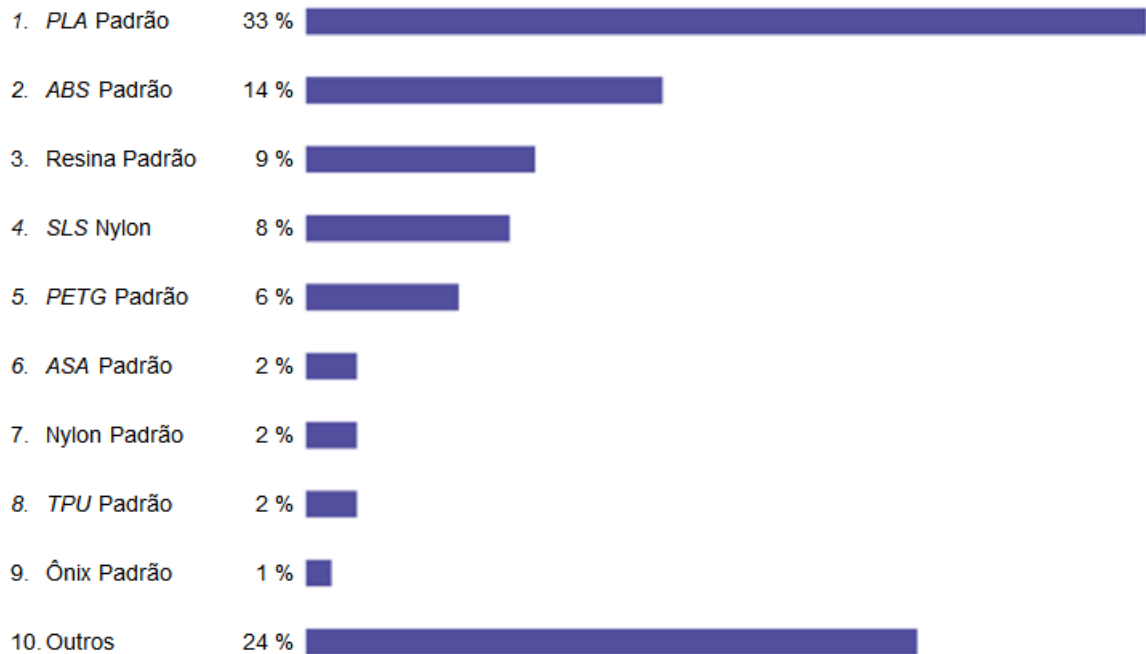
Figura 9: Filamentos mais consumidos pelos usuários em 2020



Fonte: Adaptado de UK; MARKET, 2021

Segundo o evento *Additive Manufacturing for Aerospace*, a porcentagem de consumo de insumos de impressoras 3D seguem conforme Figura 10 (FU *et al.*, 2020).

Figura 10: Porcentagem de insumos de impressoras 3D mais consumidos



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

Nesse gráfico de consumo de insumos, dentre as diversas tecnologias de impressão 3D, a resina aparece em 3º lugar e o *Nylon* que aparece em 4º lugar é referente ao método de impressão por sinterização seletiva a laser *SLS*. Para os insumos relativos ao método de impressão *FDM*, os 3 mais utilizados conforme o gráfico são o *PLA*, *ABS* e *PETG* (FU *et al.*, 2020).

2.4.5. Prótese impressa em tecnologia 3D

Conforme dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) junto ao Ministério da Saúde (MS), realizado pela Pesquisa Nacional de Saúde (PNS), realizada em 6,2 milhões de domicílios em 2010, destacou-se que 45.606.048 de brasileiros apresentam algum tipo de deficiência, correspondendo a 23,9% da população entre as quais, considerou-se a auditiva, visual, física e intelectual. Em

relação à deficiência motora temos 6,96% da população: 2,61% para homens (4.979.617) e 4,35% para mulheres (8.285.981) somando um total de 13.265.598 de brasileiros com deficiência motora (IBGE; CENSO, 2010; IBGE; PNS, 2021; IBGE; SIDRA, 2021).

No Brasil, 0,3% da população apresenta algum tipo de deficiência física congênita, e 1,0% a adquiriu por doença ou acidente. Essa pesquisa também destacou que a região norte apresenta menor percentual de pessoas com deficiência adquirida por doença ou acidente, cerca de 0,8%. Conforme os dados, 46,8% da população que apresenta deficiência física possuía desde o grau intenso ao muito intenso de limitações, dentre as quais as impossibilitavam de concluir atividades cotidianas. Desse total, 18,4% dessa população utilizava o serviço de reabilitação (IBGE, 2013).

Um dos problemas com percentual significativo na área da saúde é a amputação de membros inferiores. Diversos fatores como diabetes, problemas cardiovasculares, entre outros, estão diretamente ligados ao crescente envelhecimento da população, aliados ao estilo de vida comumente sedentário. Esse número crescente afeta também na porcentagem de pessoas com amputações (ROCHLITZ; PAMMER; KISS, 2018).

Grande porcentagem das próteses de pé são feitas de carbono ou de fibra de vidro reforçada por compósitos, que apresentam a capacidade de armazenar e retornar uma quantidade suficiente de energia para fornecer propulsão. Esses modelos costumam apresentar alto custo, quando comparadas com as mais acessíveis como a *SACH*, que são utilizadas para pacientes que apresentam um baixo nível de atividade e não conseguem retornar energia suficiente para a marcha adequada (ROCHLITZ; PAMMER; KISS, 2018).

Um estudo realizado em Singapura utilizou da abordagem de design centrada no usuário iterativa com o objetivo de digitalizar, projetar e desenvolver um Braço protético impresso em 3D para uma amputação adquirida do quarto anterior, de forma a otimizar o ajuste e a função após cada protótipo, sendo um potencial para o desenvolvimento de membros inferiores. Foi observado que houve uma redução de 20% no valor final quando comparada com outras próteses dianteira tradicionalmente feita em Cingapura. Por meio de uma Avaliação de Satisfação do

Usuário de Quebec com Tecnologia Assistiva (QUEST) 2.0, observou-se que o braço impresso em 3D foi preferido devido à sua eficácia geral, tamanho preciso, facilidade de uso e suspensão (BINEDELL; MENG; SUBBURAJ, 2020).

Um outro estudo realizado na Holanda visou descrever o design de uma nova prótese de mão fabricada em 3D onde a configuração mecânica usada na prótese de mão e pé foram capazes de suportar as forças de acionamento típicas fornecidas pela prótese de formato comercial. Além disso, as forças de ativação e a energia necessária para um ciclo de fechamento são consideravelmente mais baixas em comparação a outras próteses corporais. O objetivo desse estudo era demonstrar uma tecnologia que fosse de baixo custo e que pudesse ser implementada em países de baixa renda (CUELLAR *et al.*, 2019).

Um estudo realizado na Universidade do Sul da Flórida nos Estados Unidos, construiu um pé Protético Articulado para Tornozelo fabricado em impressora 3D aliado a fibra composta. Esse é constituído por quatro componentes articulados conectados por molas de torção e produzem forças que dependem do ângulo do tornozelo. Esse estudo também visa o fornecimento de componentes protéticos de baixo custo para as comunidades carentes de amputados. Os resultados encontrados nesse estudo demonstraram que as próteses impressas por tecnologia 3D demonstram um grande potencial de servir como uma alternativa de baixo custo aos pés protéticos (SCHLAFLY; REED, 2020).

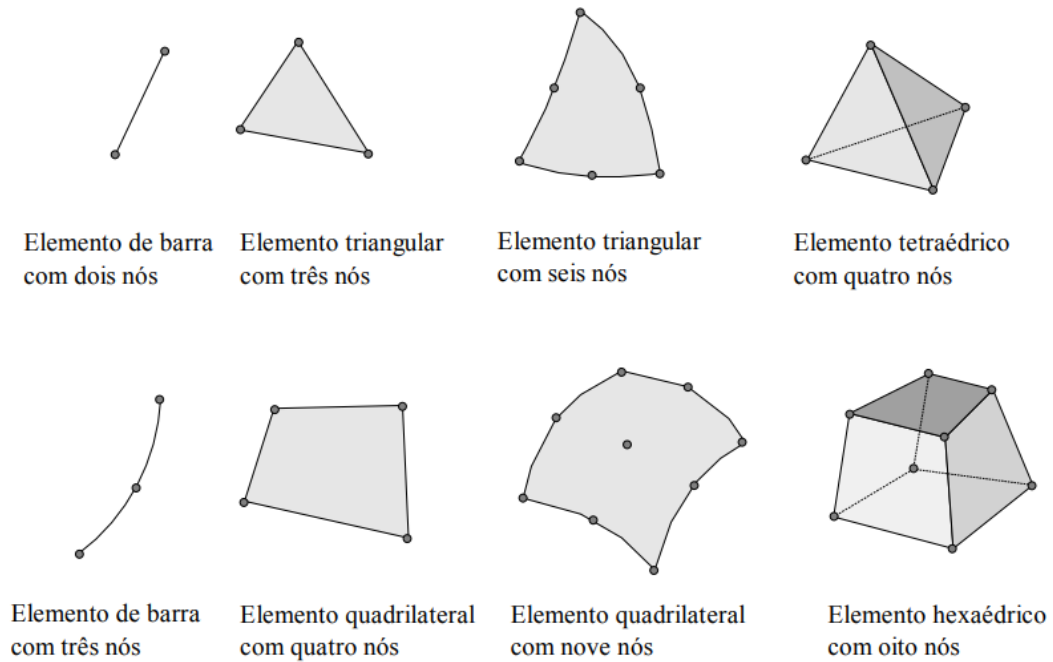
Conforme o diálogo entre os autores supracitados Schlafly; Reed, 2020, Cuellar *et al.*, (2019), Binedell; Meng; Subburaj, (2020), Rochlitz; Pammer; Kiss, (2018), foi observada a importância do uso da tecnologia de impressão 3D para o barateamento de próteses para as comunidades carentes. Desta forma, esta pesquisa visa fornecer uma nova possibilidade para o uso de impressão 3D aliada a produção de um produto específico para cada paciente e com baixo custo.

2.5. Elementos da malha

O método de elementos finitos consiste em se dividir o domínio (contínuo) em sub-regiões de geometria simples (formatos triangular, tetraédrico, quadrilátero, etc.).

Cada formato dos elementos de uma malha tem suas especificações, peculiaridades e métodos específicos (DE SOUZA LOURENÇO GIL, 2015; KESSLER MAHL, 2019; MAGALHÃES DE SOUZA, 2003).

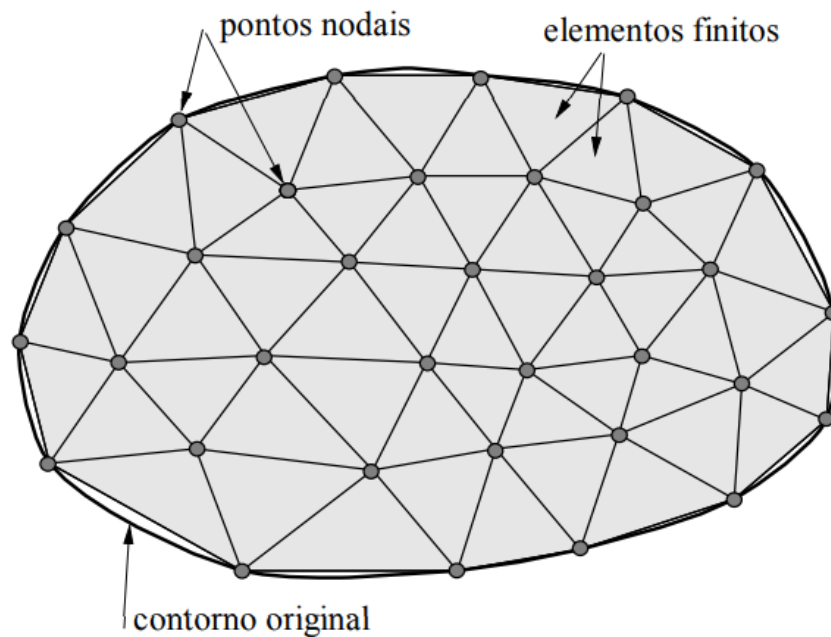
Figura 11: Tipos de elementos e quantidade de nós



Fonte: MAGALHÃES DE SOUZA, 2003

As sub-regiões de um modelo virtual apresentam dimensões finitas, e por isso estas sub-regiões são chamadas de elementos finitos (MAGALHÃES DE SOUZA, 2003).

Figura 12: Malha de elementos finitos



Fonte: MAGALHÃES DE SOUZA, 2003

Os elementos finitos são conectados entre si através dos nós ou pontos nodais. O conjunto desses nós e triangulações dão-se o nome de malha de elementos finitos. A precisão depende da quantidade de nós e elementos da malha assim como o tamanho e tipo dos elementos presentes. Quanto maior o número de elementos e menor o tamanho deles, mais precisos serão os resultados da análise (MAGALHÃES DE SOUZA, 2003).

2.6. Simulação de elementos finitos e modelagem: aspectos importantes

A análise de elementos finitos é um método clássico, uma ferramenta de engenharia analítica originada na década de 1960 pelas indústrias aeroespaciais e de energia nuclear e amplamente empregada. Foi originalmente desenvolvida para resolver problemas relacionados à engenharia mecânica em áreas como dinâmica de fluidos, análise estrutural, análise de campos eletromagnéticos, fluxos, transferência de calor, entre outros (JUNG; YOON; LEE, 2020; MITCHELL, 2014; NAGEL, 2012).

A simulação é uma ferramenta muito importante para o estudo de situações reais, pois utiliza funções de interpolações. Quanto mais nós e triangulações na malha

virtual do objeto foram levados em consideração na análise, mais ela se aproxima do real (DE SOUZA LOURENÇO GIL, 2015; MONALDO; MARFIA, 2021).

A qualidade da malha computacional depende da modelagem e da geração da malha e de seu refinamento. Existem diversos tipos de malhas como, por exemplo, triangulares, quadriláteras, tetraédricas, hexaedras, poligonais, etc. O refinamento é importante, pois define como será a subdivisão dos elementos, influenciando diretamente em sua qualidade e no desempenho do objeto na análise de elementos finitos (DE SOUZA LOURENÇO GIL, 2015)

A malha normalmente é gerada conforme a necessidade e complexidade do objeto de estudo. Cada um dos possíveis formatos de elementos para geração da malha tem suas especificações, métodos e peculiaridades. Sua otimização reduz imperfeições, melhora sua qualidade, custo, precisão e a eficiência na simulação (DE SOUZA LOURENÇO GIL, 2015).

A modelagem de elementos finitos tem sido usada também para o estudo de materiais impressos em 3D. Para as impressões 3D por extrusão de material, os modelos de elementos finitos têm sido utilizados para prever a anisotropia induzida pela impressão, para interpretar os danos ocorridos durante o carregamento e para quantificar o efeito de imperfeições micro estruturais, observando a tensão e a deformação nas diferentes orientações de impressão de blocos densos (BHANDARI; LOPEZ-ANIDO, 2018).

As soluções de manufatura aditiva estão em rápido crescimento devido à possibilidade de reproduzir geometrias complexas a partir de um modelo virtual auxiliado por *softwares* e computadores. Uma ampla gama de aplicações pode ser explorada, incluindo dispositivos biomédicos, andaimes de engenharia de tecidos, estruturas em sanduíche e componentes de construção (MONALDO; MARFIA, 2021).

Portanto, um dos principais problemas na manufatura aditiva é a previsão do desempenho mecânico. Para isso, técnicas de modelagem computacional baseadas no método de elementos finitos são aplicadas aos materiais impressos em 3D (MONALDO; MARFIA, 2021).

A impressão 3D permite a produção de geometrias complexas com o mínimo desperdício de material, quando comparado aos métodos tradicionais de fabricação de um objeto por sua flexibilidade na fabricação de componentes (ABBOT *et al.*, 2019).

A análise de elementos finitos é uma técnica que fornece *insights* sobre problemas complexos de engenharia ao longo dos anos com valores contínuos de elementos calculados no modelo de um elemento para outro. É também muito útil na estimativa de propriedades mecânicas de modelos com propriedades de materiais diferentes (ABBOT *et al.*, 2019).

Essa ferramenta se preocupa principalmente em investigar o resposta de modelos de sistema físico sob condições impostas específicas, melhorando assim o estratégico e operacional processo de tomada de decisão (ABBOT *et al.*, 2019).

A técnica de simulação computacional vem se tornando a alternativa adequada para a investigação da suscetibilidade comportamental de um modelo em quase todas as condições ambientais. A análise de elementos finitos já foi usada anteriormente com sucesso em objetos prototipados por vários anos, mas ainda precisam ser provados para serem bem-sucedidos em objetos impressos em 3D (ABBOT *et al.*, 2019).

A análise de elementos finitos de objetos impressos em 3D depende de quais materiais e processos são utilizados e da técnica de modelagem computacional, que pode variar de um *software* de simulação para outro. A porosidade dos materiais e o efeito das camadas internas do objeto projetado também precisam ser considerados. Quando mal executada, pode ocorrer discrepância entre o resultado experimental e o resultado simulado (ABBOT *et al.*, 2019).

Para a análise de elementos finitos devem-se criar modelos adequadamente precisos, levando em consideração os aspectos relevantes para tal, diminuindo assim o potencial de possíveis erros de simulação. Dessa forma, obtêm-se resultados confiáveis através de verificações, validações e previsões estatisticamente significativas (ORCAJO, 2015).

O desafio com o processo FDM é a obtenção de dimensões precisas, rugosidade superficial e propriedades de tração dos componentes. A qualidade dos produtos

impressos depende do processo e dos parâmetros de impressão e, portanto, estudos de otimização são necessários. Existem tecnologias avançadas através das quais os produtos podem ser avaliados quanto à qualidade e desempenho, como pode ser observado em várias publicações (MWEMA; AKINLABI; FATOBA, 2019).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A parte desenvolvimental do pé *SACH* por impressão 3D, trata-se de um estudo metodológico, com utilização de simulação e Análise de Elementos Finitos (AEF). Este capítulo abordará as técnicas, as ferramentas de *software* e os materiais utilizados para o desenvolvimento do pé *SACH* por impressão 3D.

A pesquisa foi dividida em cinco etapas, sendo elas: 1) execução do escaneamento tridimensional do pé *SACH*; 2) desenvolvimento do modelo virtual a partir do escaneamento; 3) execução de simulações computacionais através de estudos de elementos finitos; 4) Peso e 5) Custo de fabricação.

3.1. Materiais

3.1.1. Equipamento de Digitalização

O equipamento de digitalização utilizado para este trabalho foi o *scanner 3D sense* da fabricante estadunidense *3D systems* (Figura 11). O *scanner* em questão é um dispositivo de captura de imagens e profundidade a partir de padrões infravermelhos estruturados de acordo com a calibração, que por sua vez é fundamentada diretamente no tamanho do objeto a ser escaneado. As dimensões do *scanner* são de 178 mm em Z, 129 mm em X e 33 mm em Y. O equipamento apresenta velocidade de captura de imagens de 30 *frames per second (FPS)*, volume de escaneamento mínimo de 0,2m x 0,2m x 0,2m e máximo de 3m x 3m x 3m (profundidade x altura x largura). O limite de angulação do equipamento durante o escaneamento é de 45° em posição horizontal, 57,5° em posição vertical e 69° em posição diagonal. A profundidade máxima de captura no tamanho de imagem projetada é de 240(w) x 320(h) *pixels* (AUTODESK, 2013).

Figura 13: *Sense Scanner 3D*

Fonte: AL-SHAMSI *et al.*, 2019

Por se tratar de um equipamento versátil, acessível, com baixa complexidade operacional e requisitos mínimos genéricos de hardware, o *3D Sense* pode ser considerado um equipamento com elevado custo benefício, a se observar a resolução requerida para o escaneamento. O *3D Sense* utiliza duas câmeras de captura, um sensor de proximidade e um emissor de padrões estruturados. Os arquivos gerados pelo processo de digitalização são baseados em malha computacional a partir da triangulação de nuvem de pontos, sendo utilizados os formatos, principalmente as extensões *OBJ*, *WRL*¹, *STL* e *PLY*.

3.1.2. Ferramentas de Softwares

As ferramentas computacionais utilizadas para a execução deste trabalho foram direcionadas para a leitura, diversificação e processamento da malha gerada pelo processo de escaneamento, processamento, divisão e operações booleanas do modelo virtual do pé protético e simulações computacionais no pé protético por AEF. Para o processamento de dados do escaneamento foi utilizado o *software Sense 3D*, exclusivo para a leitura dos dados do *scanner 3D Sense*. O processamento da malha e operações booleanas de corte, redução de junção ocorreram mediante utilização do *software Meshmixer* da fabricante estadunidense *AutoDesck*. Para o

¹ Extensão *.wrl* - abreviação de *world*, significa o tipo/formato de arquivo *VRML*.

processamento e triangulação da malha para a execução da simulação por AEF foi utilizado o *software Fusion 360*, da fabricante estadunidense *AutoDesk*.

3.2. Métodos

3.2.1. Escaneamento

Para executar o escaneamento, posicionou-se o pé *SACH* da marca *Otto Bock* em cima de um suporte de acrílico, sobre uma mesa. O pé foi posicionado de acordo com a metodologia de alinhamento estático de próteses de membros inferiores (MARQUES, 2013). A distância focal entre o *scanner Sense 3D* foi de 500 mm (distância focal para objetos de médio porte) durante o escaneamento e o tempo total para a coleta foi de 15 minutos. Para a execução de escaneamento o ambiente foi limpo e a incidência de luz no ambiente variou de 100 a 200 lumens por metro quadrado.

O *software Sense 3D* traduz o escaneamento em um modelo virtual de malha triangulada com três nós conforme datasheet do fornecedor (AUTODESK, 2013).

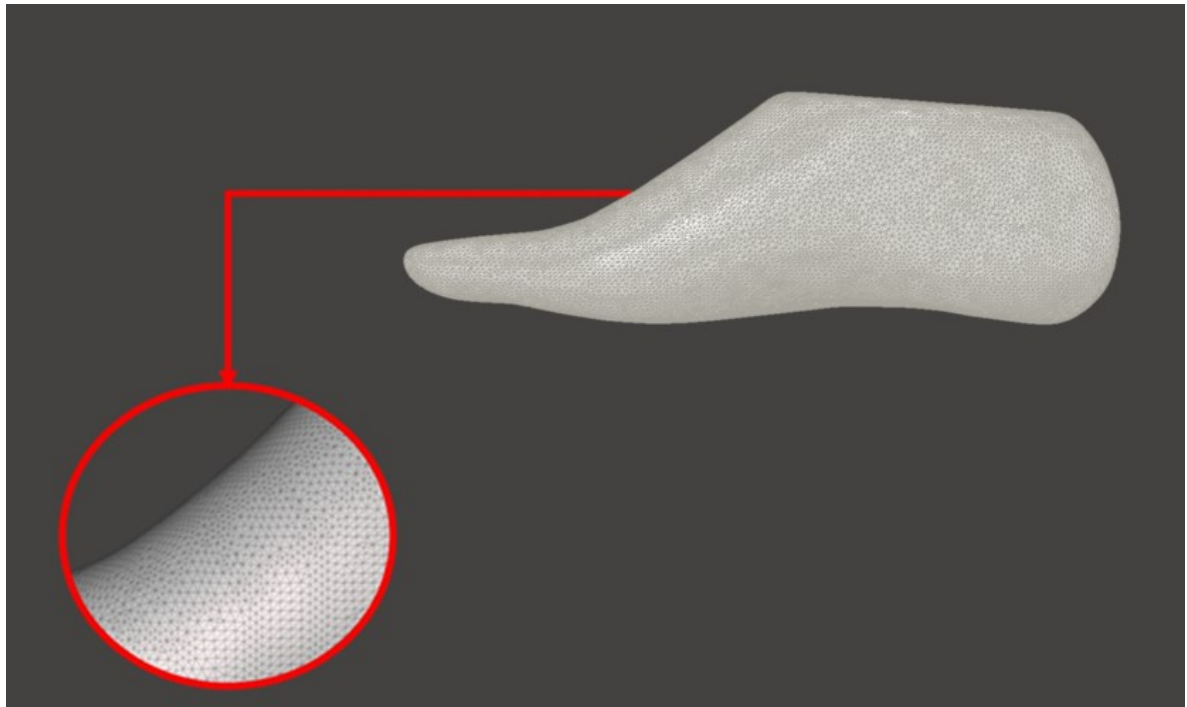
No *software Sense 3D* (dedicado ao *scanner*) os dados captados foram transformados ainda no *software* em questão. Foram realizadas operações de limpeza de ruídos e correções da malha pelo método *Nurb Surface*.

O modelo foi exportado no formato *.STL* e logo em seguida importado para o *software Meshmixer*.

3.2.2. Otimização e limpeza de ruídos da malha

No *software Meshmixer* (versão 3.5.474) a malha virtual importada foi processada. Devido à grande quantidade de pontos, muitas vezes sobrepostos ou redundantes, a malha foi otimizada pela limpeza dos ruídos gerados a partir do escaneamento original.

Figura 14: Limpeza dos ruídos da malha

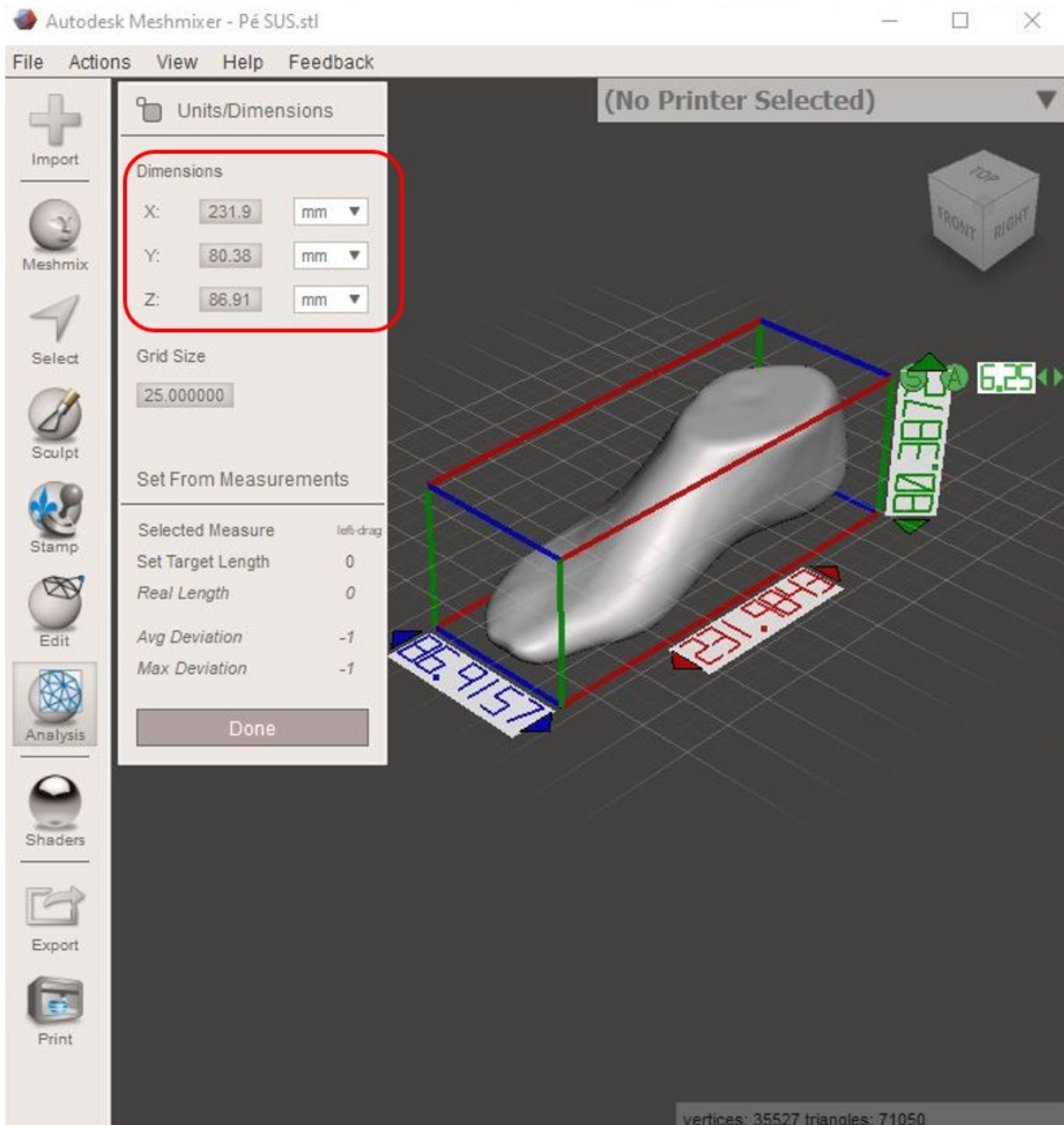


Fonte: O autor

Depois da otimização da malha computacional, ainda no *software Meshmixer*, foram realizadas operações de dimensionamento e operações booleanas de corte, interseção e junção de superfície a fim de definir a geometria do modelo de forma mais precisa de acordo com as dimensões do objeto estudado.

As dimensões do modelo virtual foram definidas em: 231,9 mm no eixo X; 80,38 mm no eixo Y e 86,91 mm no eixo Z conforme Figura 15.

Figura 15: Dimensões do modelo virtual



Fonte: O autor

O *software Meshmixer* é baseado em malhas triangulares dinâmicas de três nós e de alta resolução. Essas malhas triangulares consistem em três tipos de elementos: vértices, arestas e triângulos (3DLAB, 2021), assim como o *software Sense 3D*.

O elemento de malha mais comum para simulações computacionais é o elemento triangular com três nós e foi esse elemento utilizado para todas as simulações. Sendo assim, não foi utilizado nenhum outro software para alteração da malha

triangulada de três nós original que foi gerada nesses *softwares* para outro tipo de elemento de malha como por exemplo elemento quadrilateral ou hexaédrico, como descritos na revisão de literatura.

Logo, o modelo original gerado a partir do escaneamento e processado no *software Meshmixer* possui 35.527 vértices e 71.050 triângulos.

3.2.3. Redução e conversão da malha

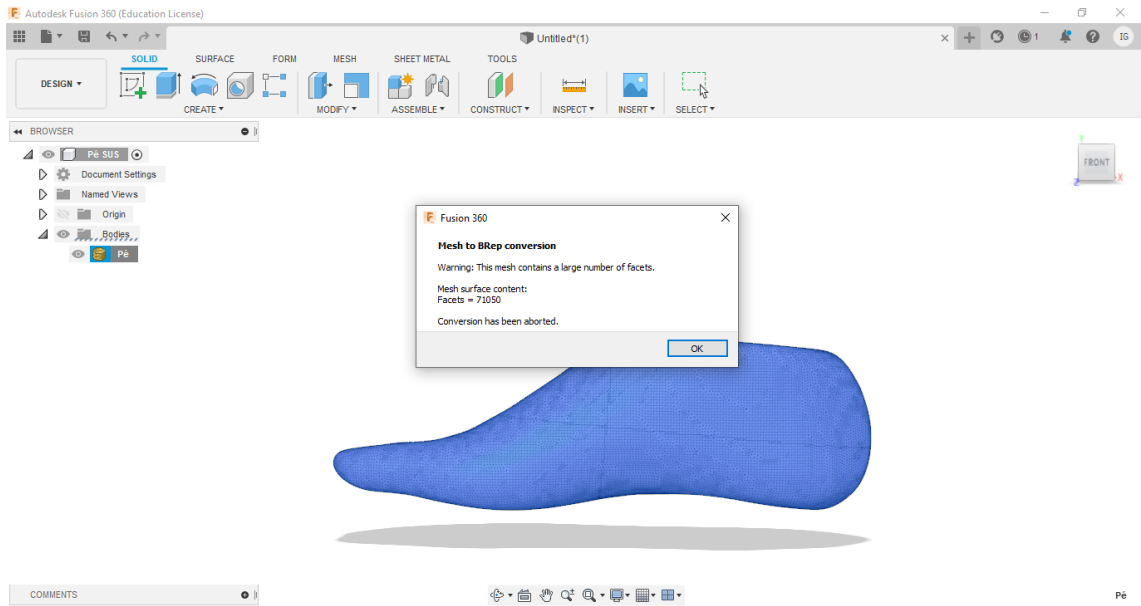
Após a adequação da malha computacional ao dimensionamento do modelo original, o objeto 3D foi exportado no formato *STL* do *software Meshmixer* e importado pelo *software Fusion 360* (versão 2.0.10446) da fabricante *Autodesk*.

No *software Fusion 360* foi realizada a conversão da malha para superfície e de superfície para face. Para essa transformação foi necessário realizar a redução da malha de 71.050 triângulos para 45.000 triângulos, pois o *software Fusion 360* tem poder de processamento de conversões para no máximo 50.000 faces triangulares.

Uma malha com 45.000 faces, após testes com a malha de 50.000 faces, foi a mais indicada para a realização das próximas etapas de tratamento de malha e processamento das simulações.

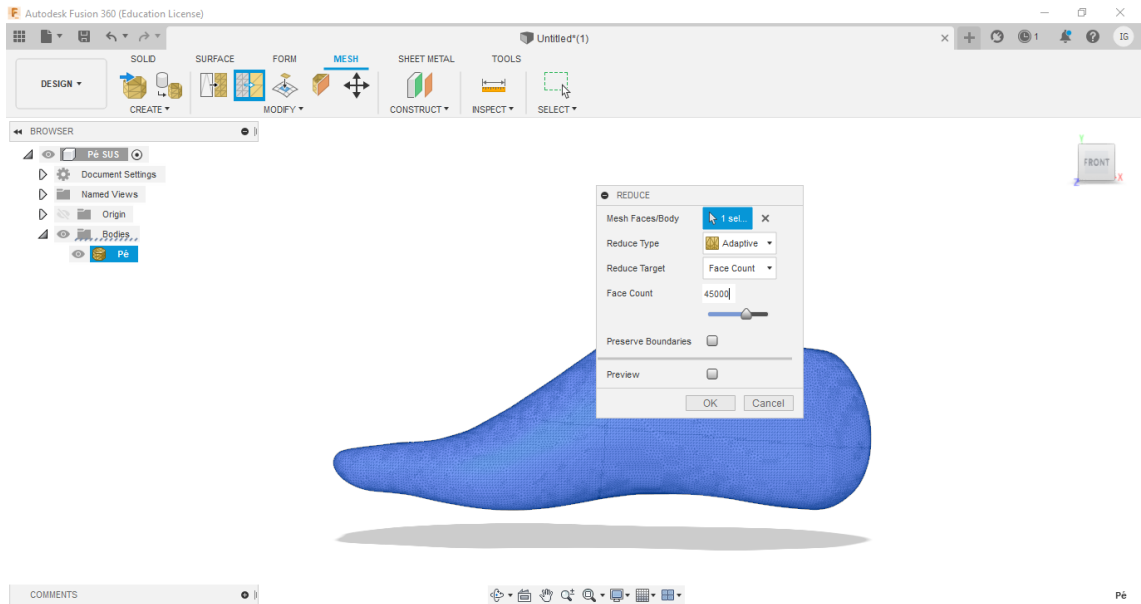
As Figuras 16, 17, 18 e 19 mostram respectivamente operação de conversão da malha abortada devido à malha possuir 71.050 faces triangulares, redução da malha para 45.000 faces triangulares, conversão da malha realizada, malha convertida.

Figura 16: Conversão da malha abortada



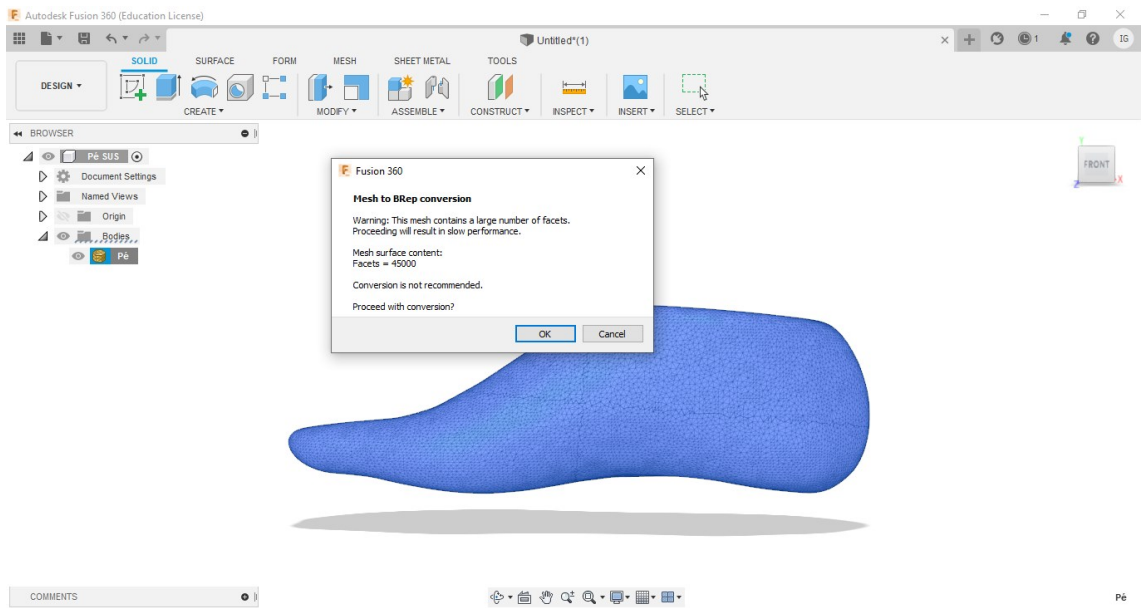
Fonte: O autor

Figura 17: Redução da malha



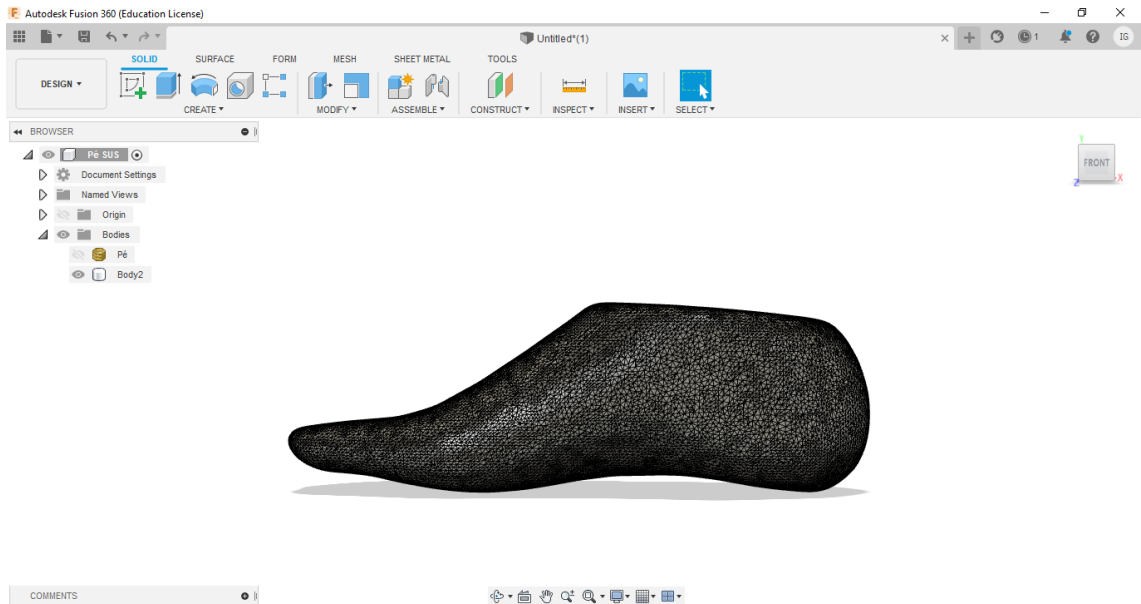
Fonte: O autor

Figura 18: Conversão da malha realizada



Fonte: O autor

Figura 19: Malha convertida

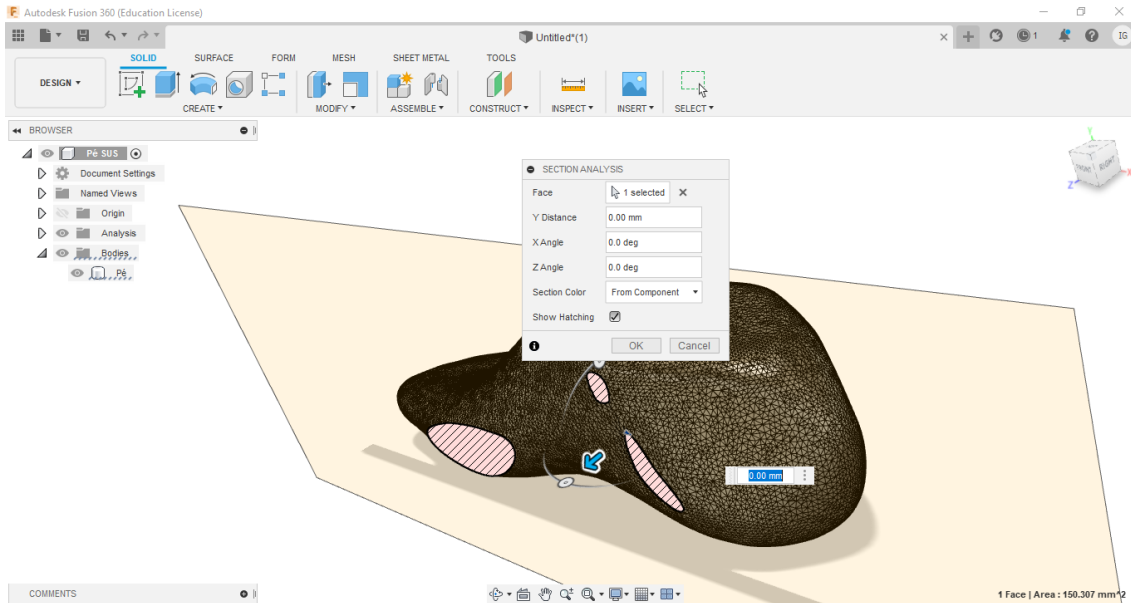


Fonte: O autor

3.2.4. Análise de seção do modelo virtual

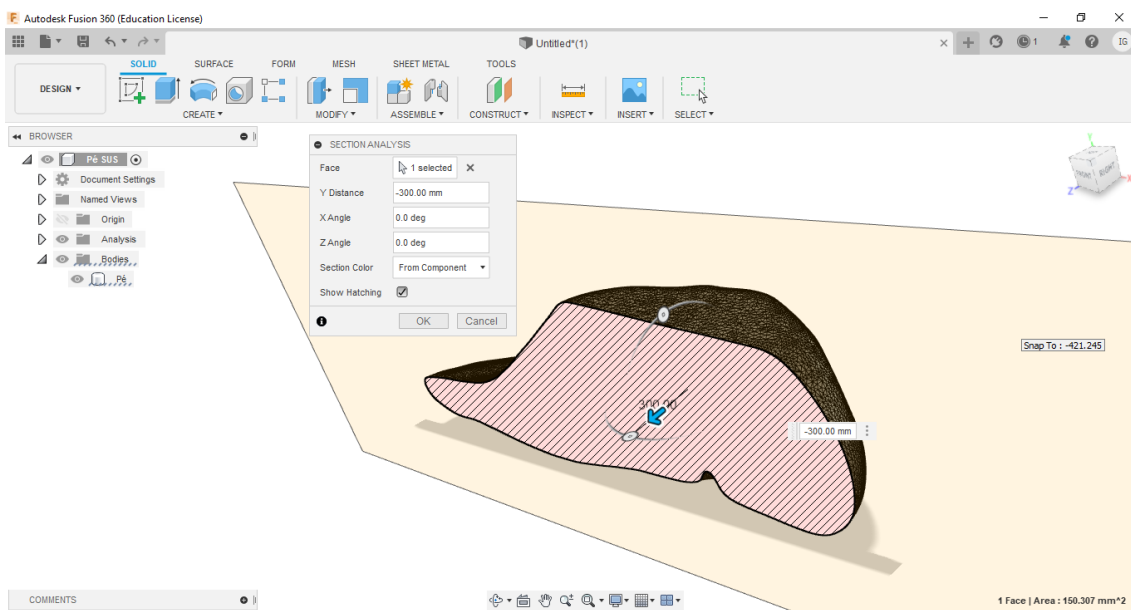
No *software Fusion 360* foi realizada a análise de seção do modelo virtual a fim de verificar algum possível erro no modelo sólido conforme Figuras 20 e 21.

Figura 20: Análise de seção interna no início do modelo virtual



Fonte: O autor

Figura 21: Análise de seção interna no centro do modelo virtual



Fonte: O autor

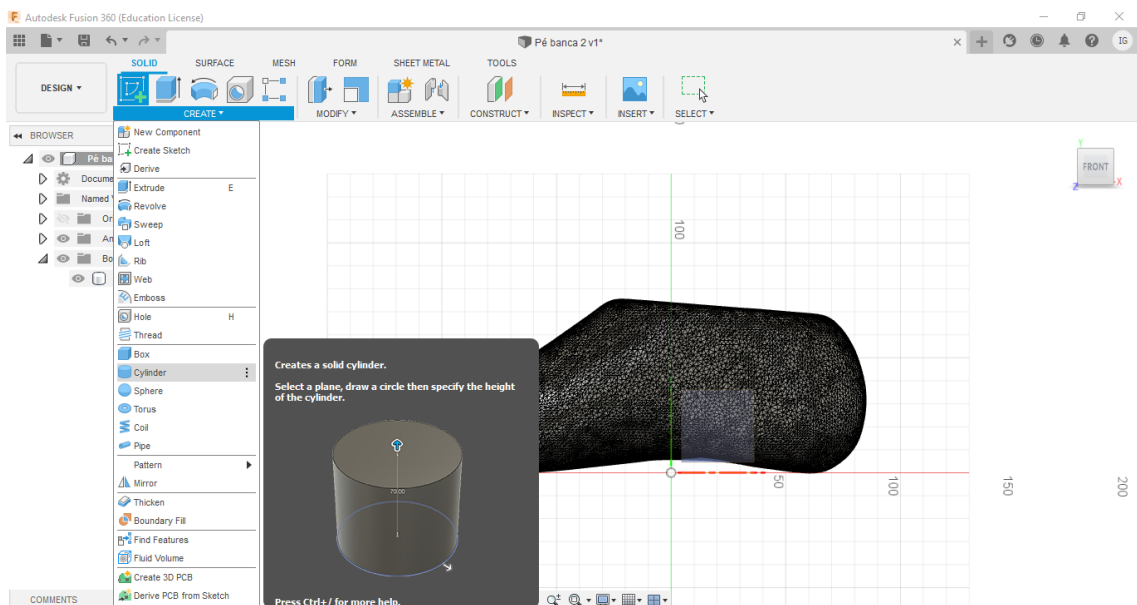
3.2.5. Corte cilíndrico do modelo virtual para colocação de parafuso

Para a colocação do parafuso no modelo virtual do pé foi realizado um corte cilíndrico seguindo a estrutura da malha e da leve depressão contida inferior e superiormente na mesma, gerado a partir do escaneamento.

Para isso, foi definido o plano x para criação do arco do cilindro e o plano y para extrusão do cilindro. O cilindro com 10 mm de diâmetro foi utilizado para vaziar o modelo nas extremidades do modelo no eixo y.

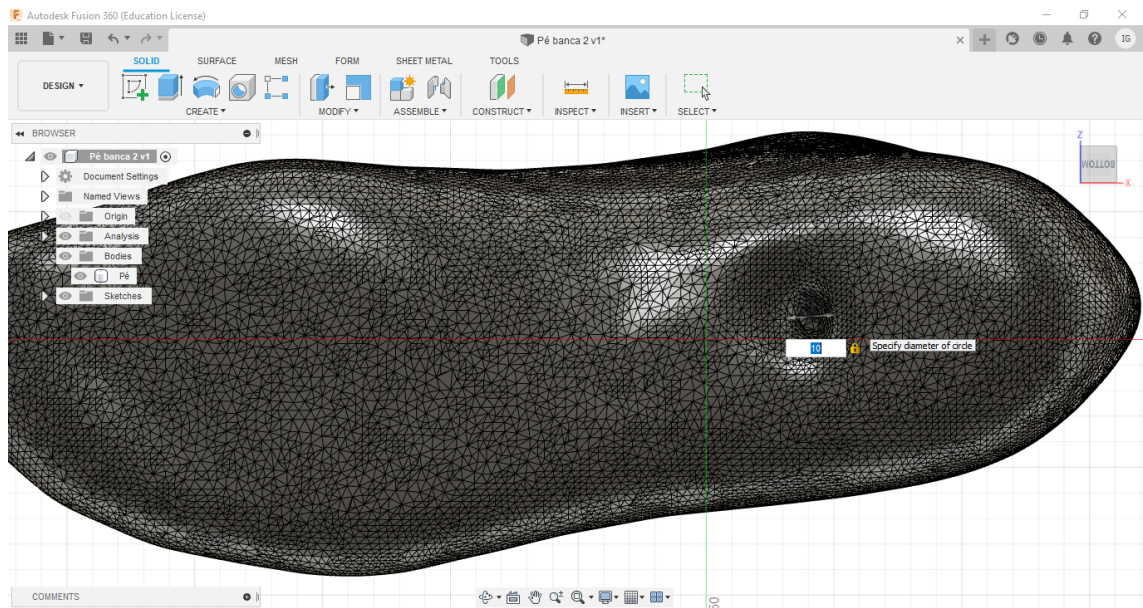
As Figuras 22, 23, 24 e 25 correspondem respectivamente a: criação do cilindro no eixo x para corte da malha, marcação da área da depressão para corte, extrusão do cilindro no eixo y, corte realizado vista inferior.

Figura 22: Criação do cilindro eixo x



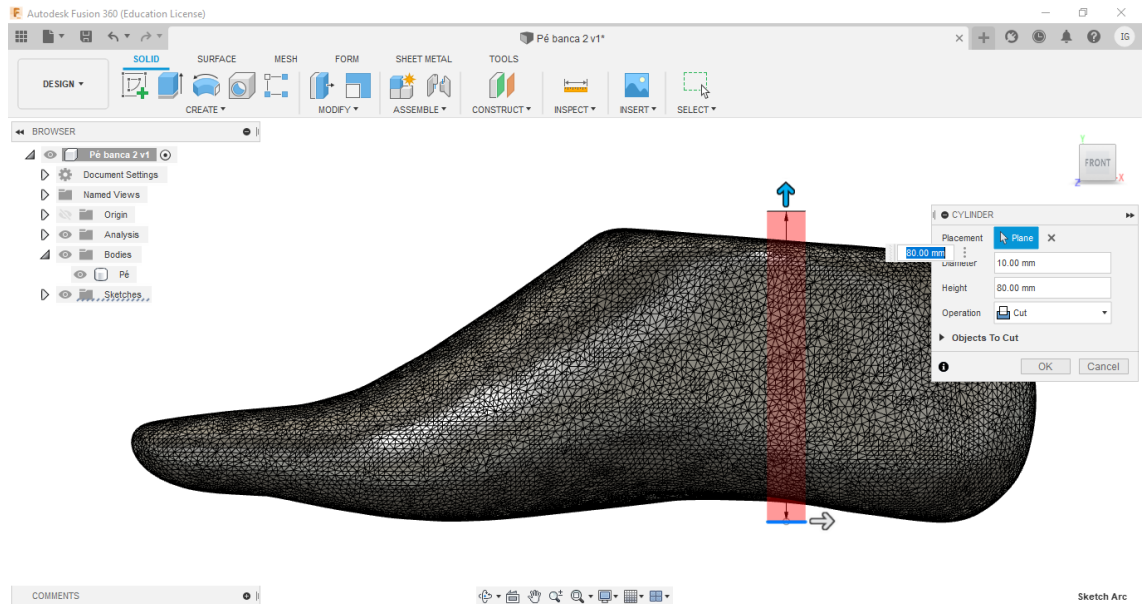
Fonte: O autor

Figura 23: Marcação da área para corte



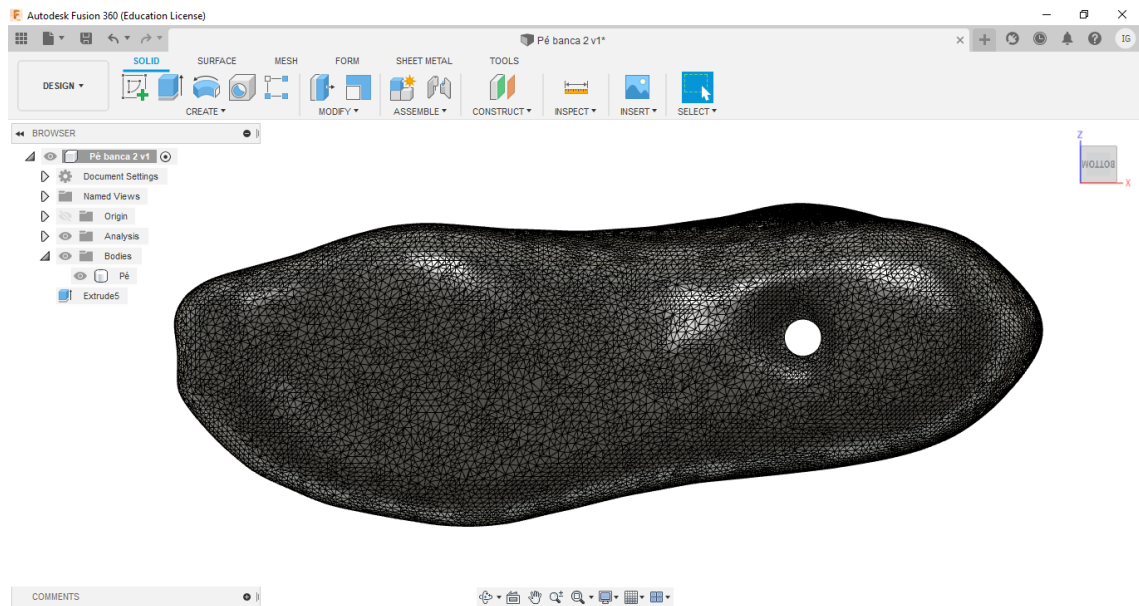
Fonte: O autor

Figura 24: Extrusão do cilindro eixo y



Fonte: O autor

Figura 25: Corte vista inferior



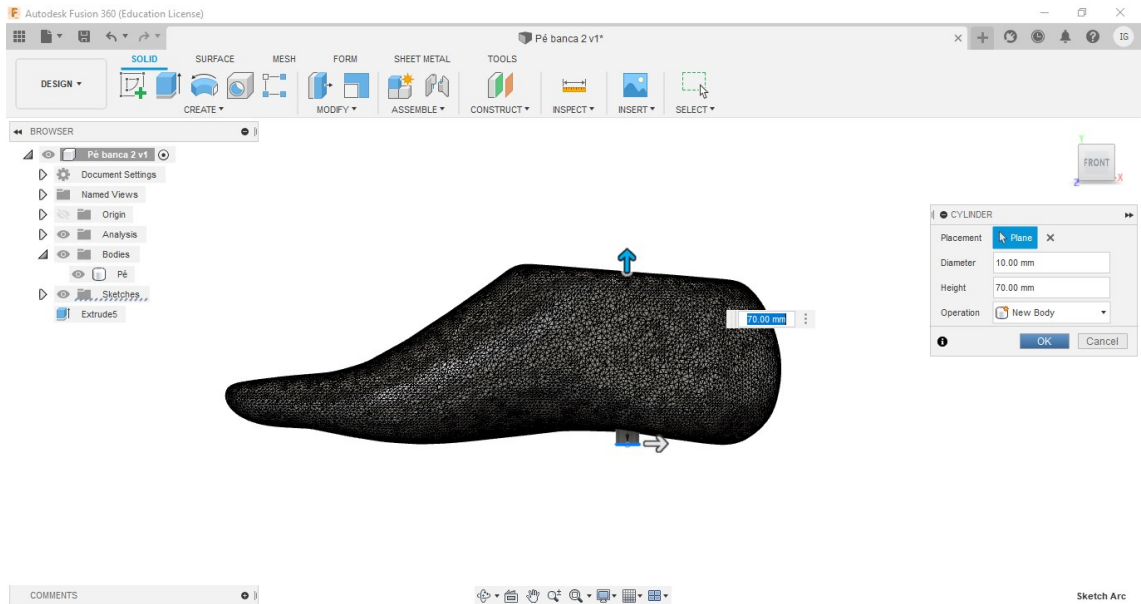
Fonte: O autor

3.2.6. Criação de novos componentes para integração ao modelo virtual para a 1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)

Nessa etapa foram criados no *software Fusion 360* os componentes: parafuso, haste e plataforma.

O parafuso foi criado com os mesmos parâmetros do cilindro utilizado para o corte do modelo, porém, como um novo componente e não como uma extrusão de corte conforme Figura 26.

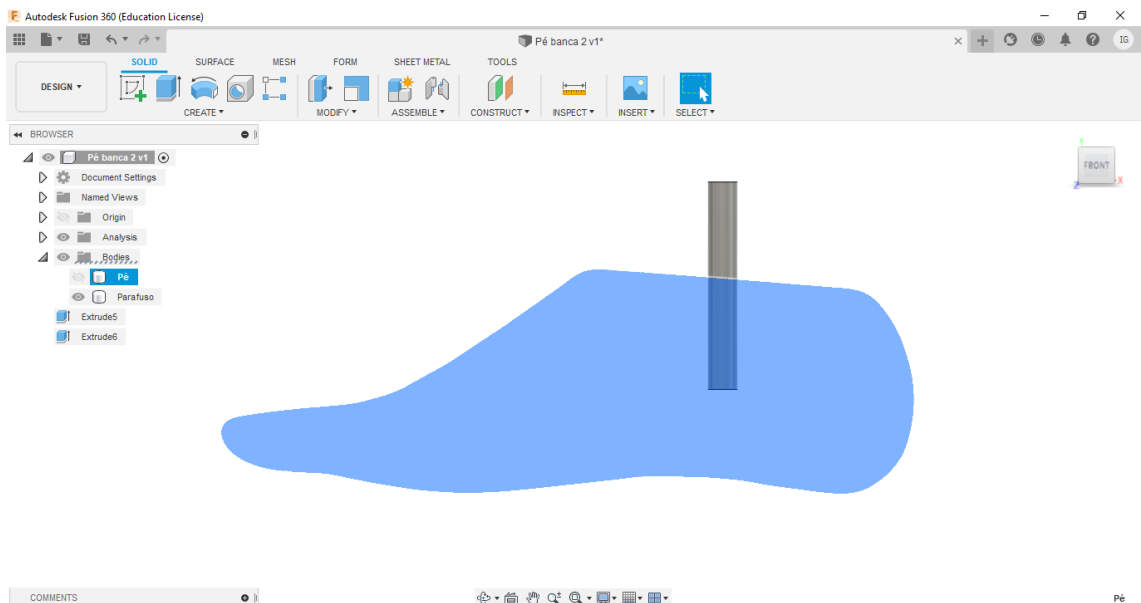
Figura 26: Criação do parafuso



Fonte: O autor

O parafuso com 10 mm de diâmetro e 70 mm de comprimento foi encaixado na parte superior do modelo sendo que 35 mm interno e 35 mm externamente ao modelo para encaixe da haste conforme Figura 27.

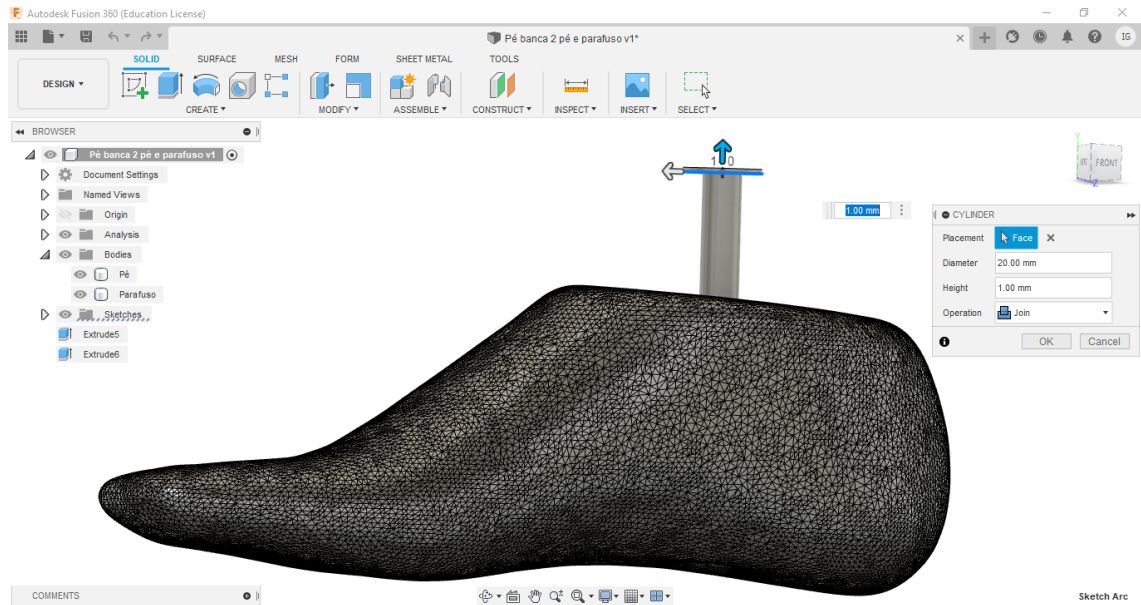
Figura 27: Colocação parafuso no modelo virtual



Fonte: O autor

Para a criação da haste foi utilizada a parte superior externa do parafuso conforme figura 28

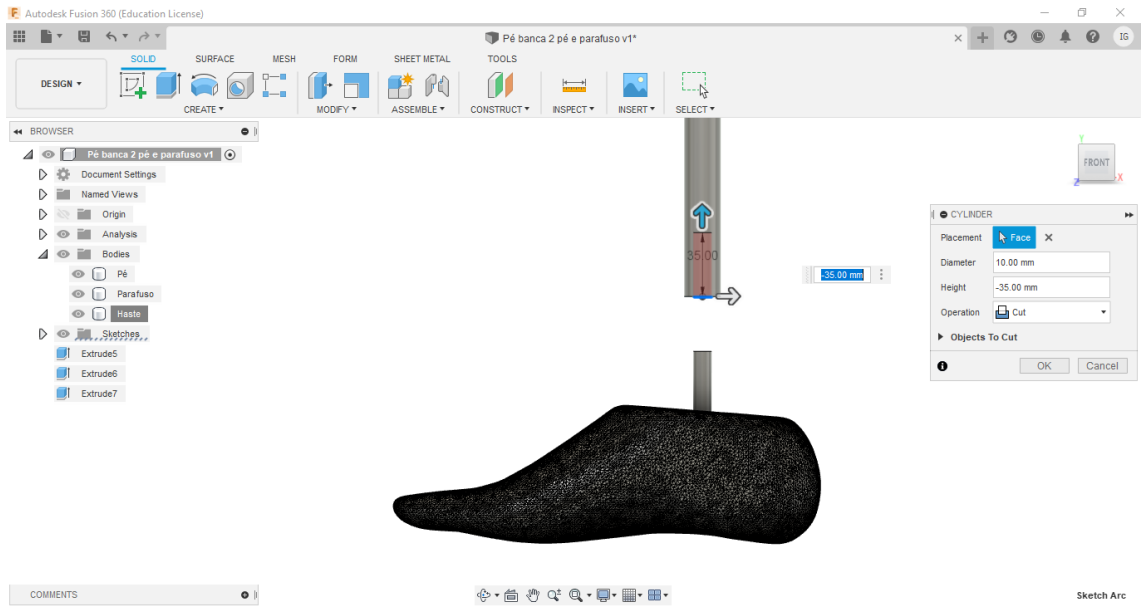
Figura 28: Criação da haste



Fonte: O autor

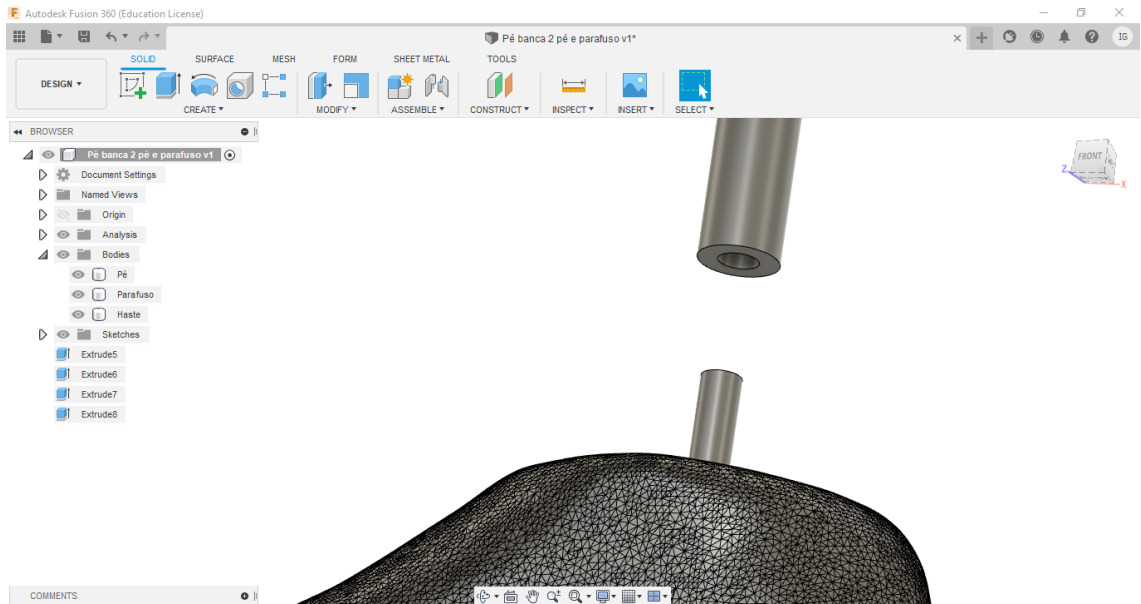
A haste com 20 mm de diâmetro e 950 mm de comprimento foi encaixada ao parafuso após extrusão interna de corte na parte inferior da haste em 10 mm de diâmetro (centrais aos 20 mm de diâmetro da haste) e 35 mm de comprimento para encaixe perfeito da parte exposta externamente no modelo virtual do pé conforme Figuras 29, 30 e 31.

Figura 29: Extrusão interna da haste



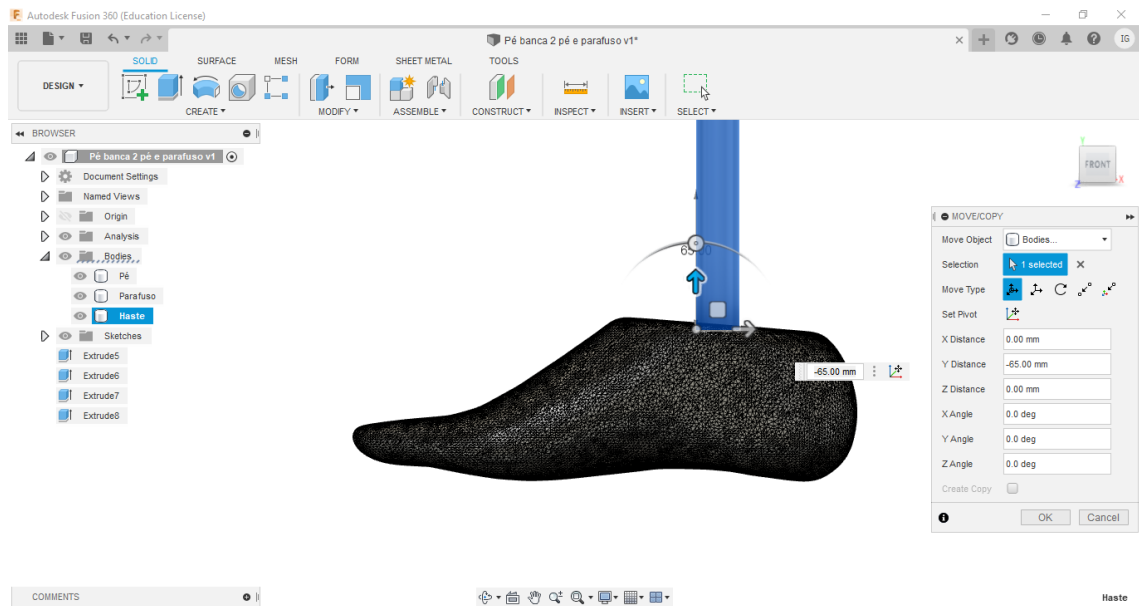
Fonte: O autor

Figura 30: Região de encaixe haste e parafuso



Fonte: O autor

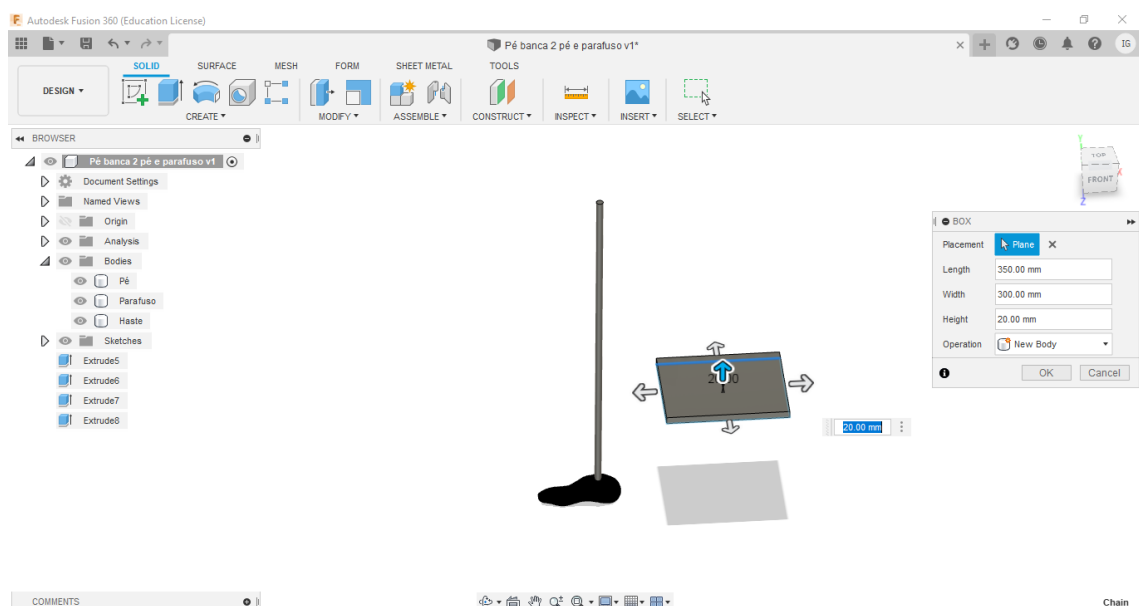
Figura 31: Encaixe haste e parafuso



Fonte: O autor

Para a criação da plataforma foi criado uma caixa retangular de 350 mm por 300 mm e extrusão de 20 mm de altura conforme Figura 32.

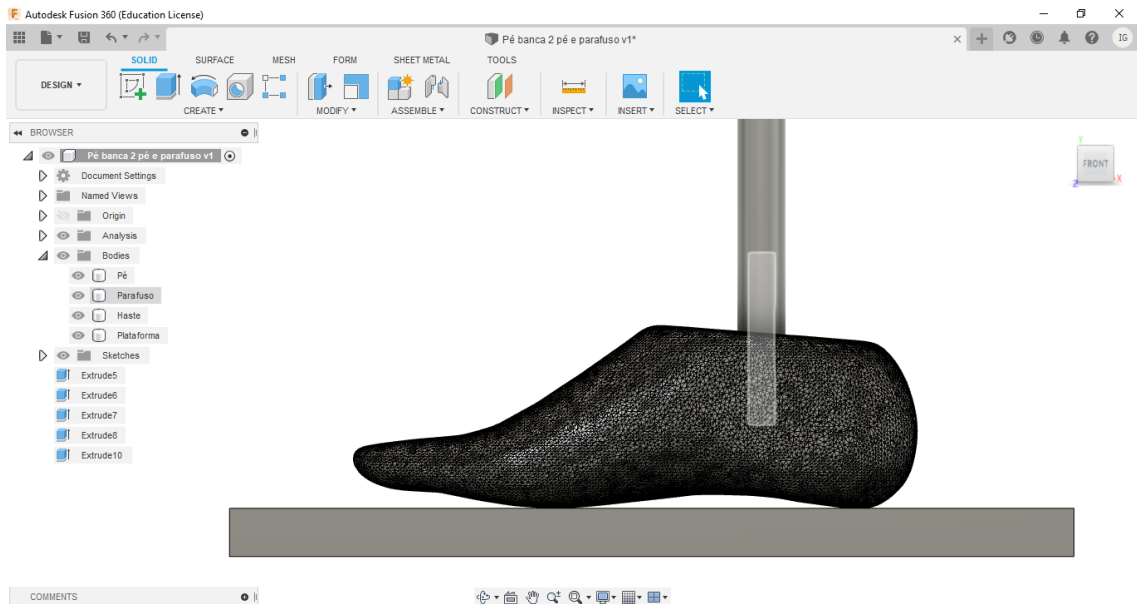
Figura 32: Criação e extrusão da plataforma



Fonte: O autor

Após a criação da plataforma, a mesma foi colocada abaixo do modelo virtual do pé alinhado com os outros componentes e com o modelo virtual do pé centralmente à plataforma conforme Figura 33.

Figura 33: Modelo virtual do pé, parafuso, haste e plataforma alinhados



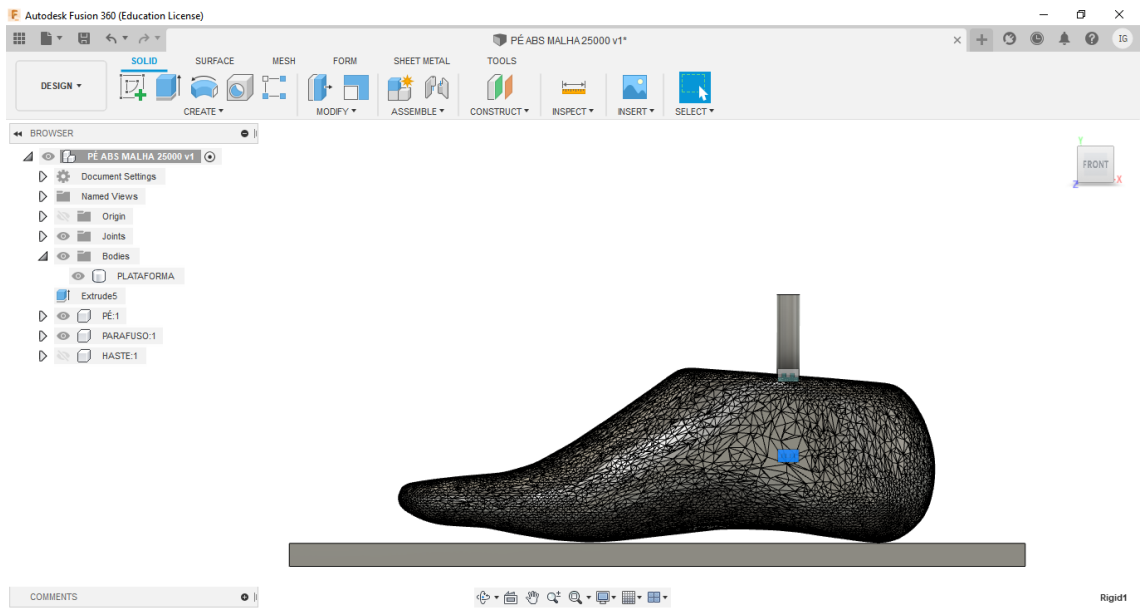
Fonte: O autor

3.2.7. Fixação do modelo virtual do pé, parafuso e haste para a 1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)

Para a fixação dos três componentes (modelo virtual do pé, parafuso e haste), foram realizadas operações de junção no *software Fusion 360*.

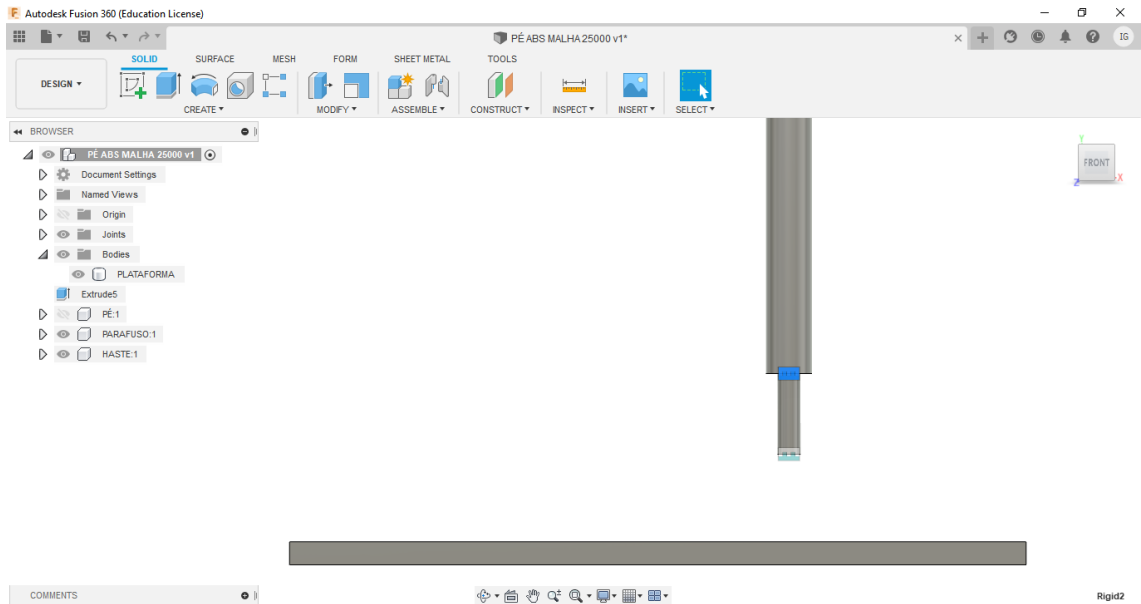
As Figuras 34, 35 e 36 representam respectivamente as junções do modelo virtual do pé ao parafuso, do parafuso à haste, três componentes fixados entre eles.

Figura 34: Junção pé e parafuso



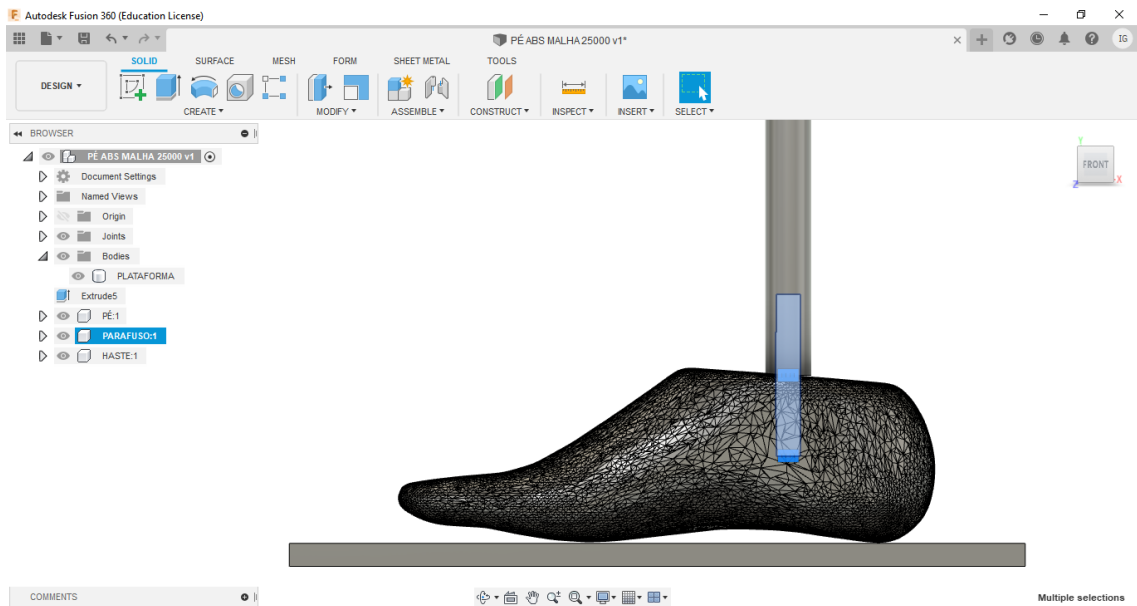
Fonte: O autor

Figura 35: Junção parafuso e haste



Fonte: O autor

Figura 36: Modelo virtual do pé, parafuso, haste e plataforma alinhados



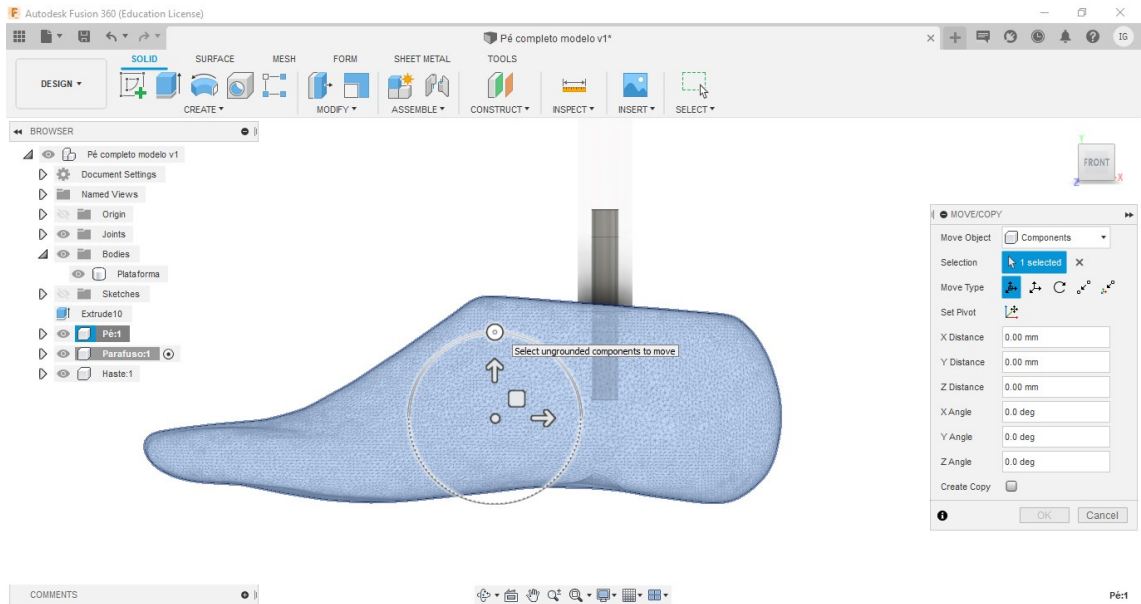
Fonte: O autor

A componente plataforma não foi afixada nos componentes: pé, parafuso e haste.

A importância de fixar esses três componentes um ao outro é fazer com que nenhum se solte durante a simulação de elementos finitos como se estivessem parafusados. Dessa forma, ao movimentar qualquer um dos três componentes, todos os outros se movem.

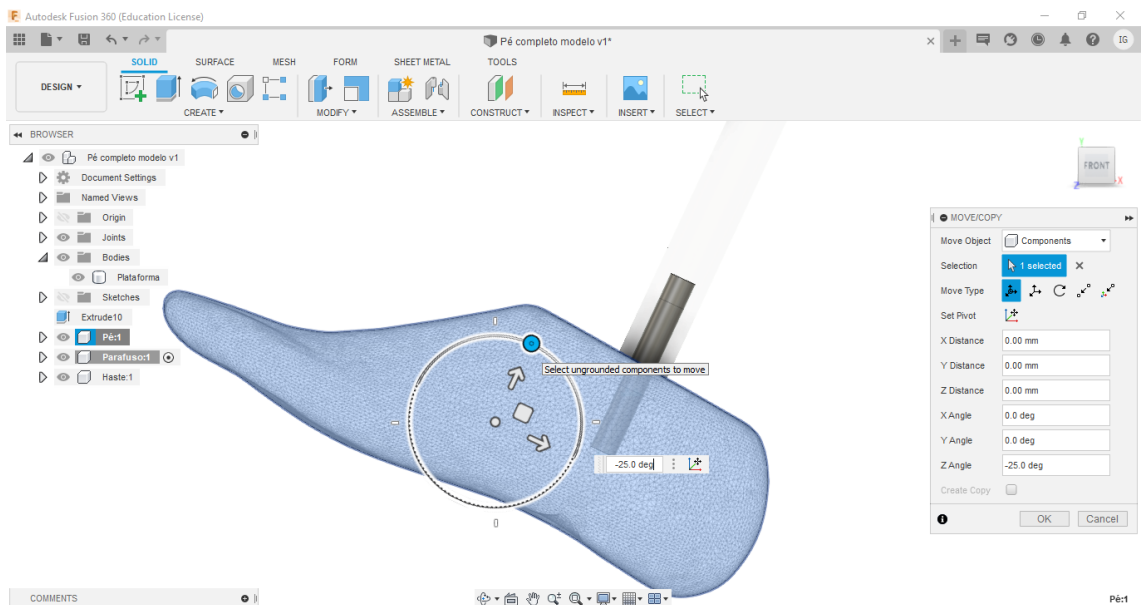
As Figuras 37, 38 e 39 representam respectivamente o bloco dos três componentes (pé, parafuso e haste) centralizados, movendo para a direita e movendo para a esquerda sem que se desprendam um do outro e todos acompanhando o movimento de um.

Figura 37: Três componentes fixados e centralizados



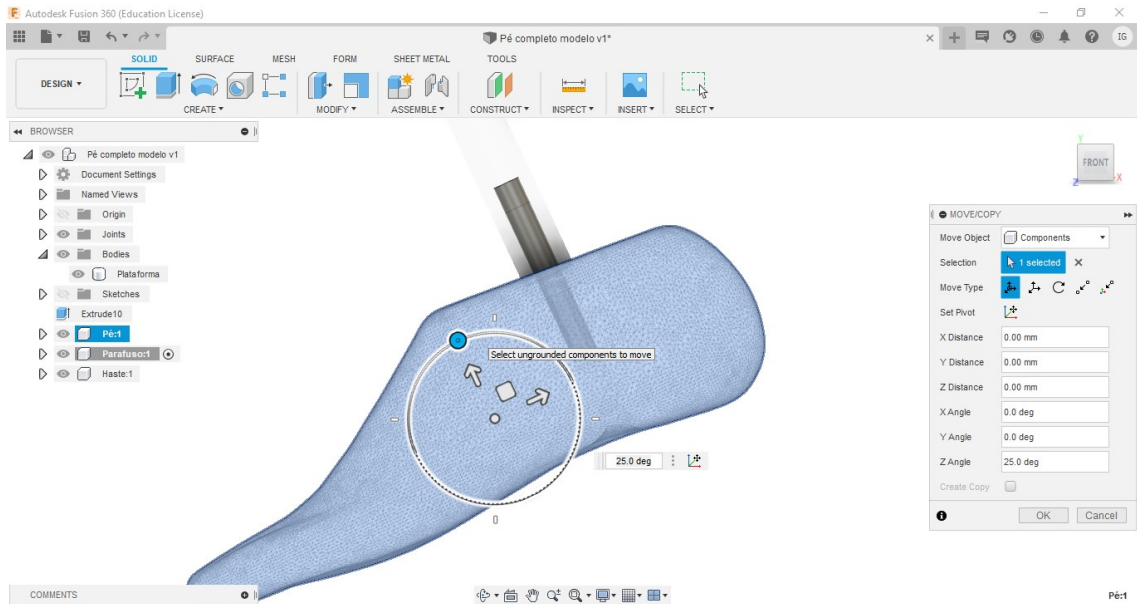
Fonte: O autor

Figura 38: Três componentes fixados movendo para direita



Fonte: O autor

Figura 39: Três componentes fixados movendo para esquerda

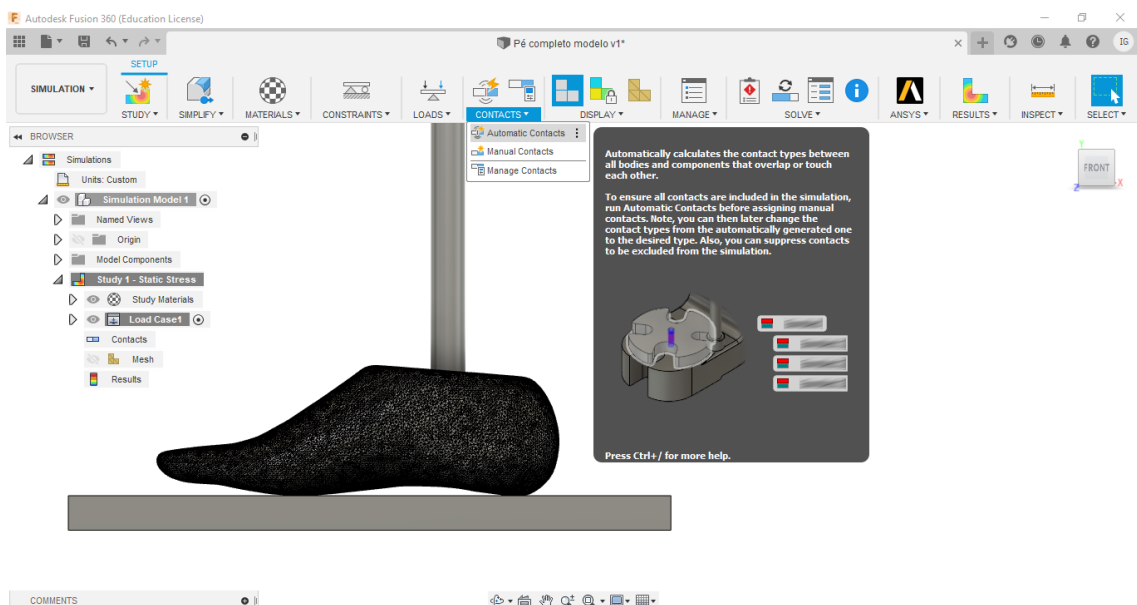


Fonte: O autor

3.2.8. Contato entre modelo virtual do pé e plataforma

O contato entre a parte inferior do modelo virtual do pé e a parte superior da plataforma foi gerado de forma automática pelo *software Fusion 360*.

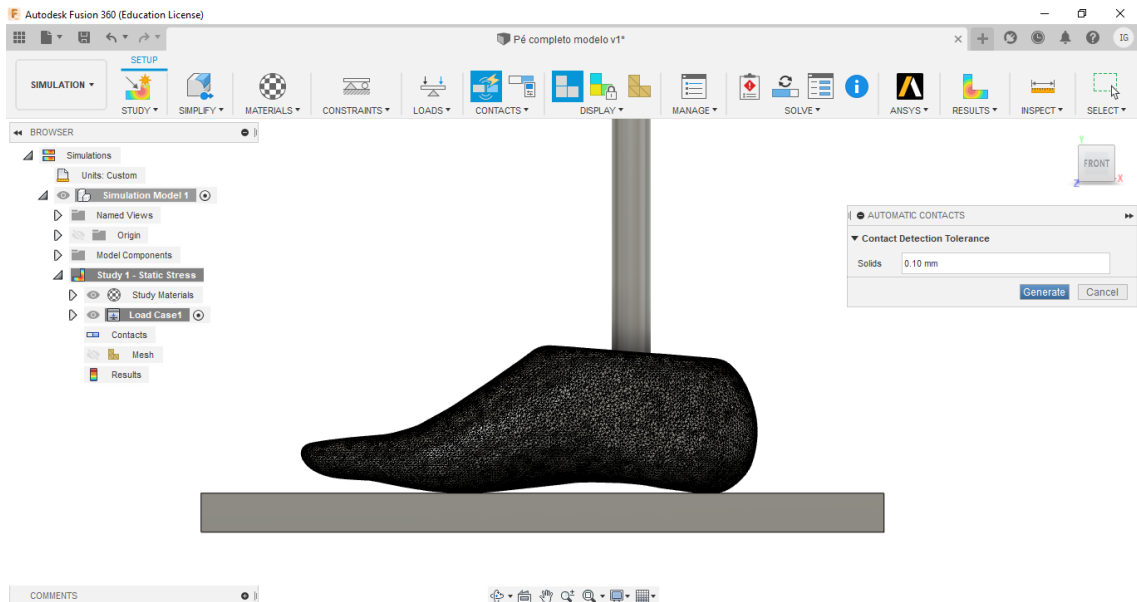
Figura 40: Geração de contato entre pé e plataforma



Fonte: O autor

A tolerância de contato entre os dois componentes foi de 0,10 mm conforme *default* do *software*.

Figura 41: Tolerância de contato entre pé e plataforma



Fonte: O autor

3.2.9. Condições de Contorno dos modelos virtuais

3.2.9.1. 1ª fase de testes (Simulação da fase de apoio da marcha)

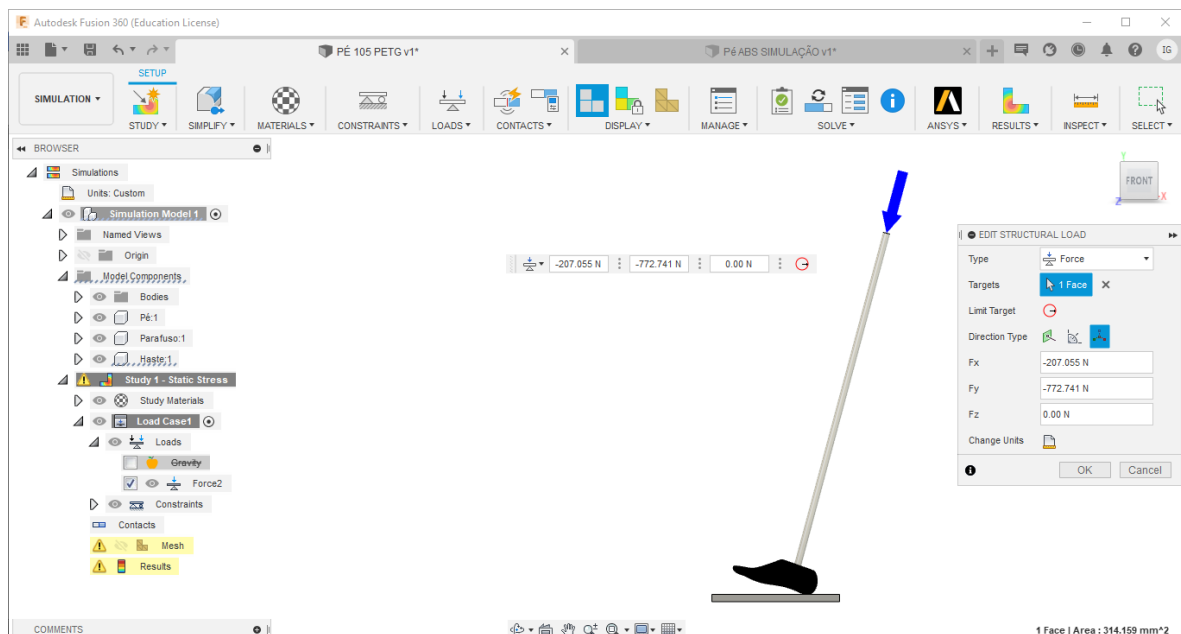
As condições de contorno para as simulações de elementos finitos foram as seguintes:

- Malha do modelo virtual do pé com 45.000 faces (elementos triangulares);
- Componentes: pé, parafuso e haste fixos entre si e livres em relação à plataforma;
- Contato entre parte inferior do modelo virtual do pé e parte superior da plataforma estabelecido em 0,10 mm;
- Constante de fixação definida na parte inferior da plataforma;
- Material selecionado para a plataforma: aço;
- Material selecionado para a haste: alumínio;

- Material selecionado para o parafuso: aço;
- Material selecionado para o pé: ABS, PETG e PLA (um para cada simulação);
- Malha de simulação conforme cada um dos ângulos (105° a 70° - de 5° em 5°);
- Componentes (x, y, z) do vetor força conforme cada um dos ângulos (105° a 70° - de 5° em 5°);
- Ponto de apoio entre modelo composto pelo pé, parafuso e haste com a plataforma, de acordo com cada ângulo (105° a 70° - de 5° em 5°) das simulações.

A Figura 42 exemplifica a magnitude do vetor força e suas componentes nos eixos x, y e z para o Ângulo de 105° .

Figura 42: Magnitude vetor força e suas componentes nos eixos x, y, z, no ângulo de 105°



Fonte: O autor

3.2.9.1.1. Ângulo 105°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.514.823 nós e 2.464.850 elementos;

- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: -207,055 N
Y: -772,741 N
Z: 0,00 N
- Ponto de apoio retropé em contato com plataforma.

3.2.9.1.2. Ângulo 100°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.430.206 nós e 2.402.621 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: -138,919 N
Y: -787,846 N
Z: 0,00 N
- Ponto de apoio retropé em contato com plataforma.

3.2.9.1.3. Ângulo 95°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.349.532 nós e 2.345.024 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: -69,725 N
Y: -796,959 N
Z: 0,00 N
- Ponto de apoio retropé em contato com plataforma.

3.2.9.1.4. Ângulo 90°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.280.134 nós e 2.301.286 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: 0,00 N
Y: -800,00 N
Z: 0,00 N
- Ponto de apoio retopé e antepé em contato com plataforma.

3.2.9.1.5. Ângulo 85°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.347.404 nós e 2.343.557 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: 69,725 N
Y: -796,956 N
Z: 0,00 N
- Ponto de apoio antepé em contato com plataforma.

3.2.9.1.6. Ângulo 80°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.400.664 nós e 2.397.005 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: 138,919 N
Y: -787,846 N

Z: 0,00 N

- Ponto de apoio antepé em contato com plataforma.

3.2.9.1.7. Ângulo 75°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.420.762 nós e 2.481.229 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:

X: 207,055 N

Y: -772,741 N

Z: 0,00 N

- Ponto de apoio antepé em contato com plataforma.

3.2.9.1.8. Ângulo 70°

- Malha de simulação do modelo virtual completo (pé, parafuso, haste e plataforma) com 3.498.746 nós e 2.569.667 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para baixo, aplicada a 90° da superfície superior da haste do modelo virtual completo, com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:

X: 273,616 N

Y: -751,754 N

Z: 0,00 N

- Ponto de apoio antepé em contato com plataforma.

3.2.9.2. 1ª fase de testes - malha reduzida para 22.500 faces triangulares

As condições de contorno para as simulações de elementos finitos foram as seguintes:

- Malha do modelo virtual do pé com 22.500 faces (elementos triangulares);

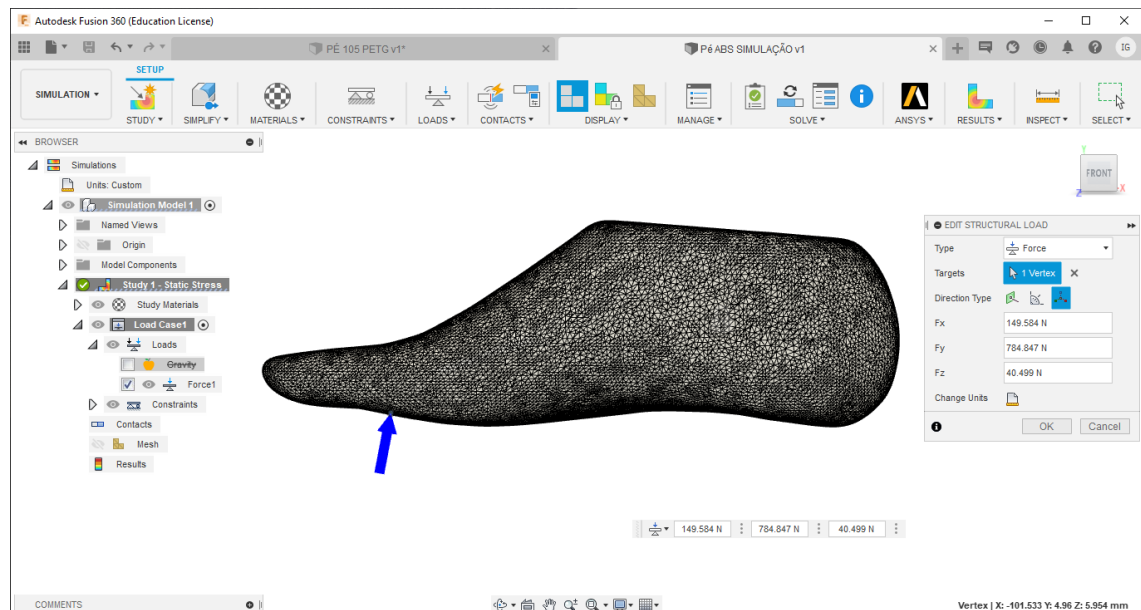
- Componentes: pé, parafuso e haste fixos entre si e livres em relação à plataforma;
- Contato entre parte inferior do modelo virtual do pé e parte superior da plataforma estabelecido em 0,10 mm;
- Constante de fixação definida na parte inferior da plataforma;
- Material selecionado para a plataforma: aço;
- Material selecionado para a haste: alumínio;
- Material selecionado para o parafuso: aço;
- Material selecionado para o pé: *ABS*, *PETG* e *PLA* (um para cada simulação);
- Malha de simulação com 1.527.138 nós e 1.084.392 elementos;
- Componentes (x, y, z) do vetor força no ângulo de 105° conforme:
X: -207,055 N
Y: -772,741 N
Z: 0,00 N

3.2.9.3. 2ª fase de testes (Simulação do retorno da força para impulsão)

As condições de contorno para as simulações de elementos finitos foram as seguintes:

- Malha do modelo virtual do pé com 45.000 faces (elementos triangulares);
- Constante de fixação definida no eixo central da região superior do pé (tornozelo) onde se coloca o parafuso;
- Material selecionado para o modelo virtual do pé: *ABS*, *PETG* e *PLA* (um para cada simulação);
- Malha de simulação do modelo virtual do pé com 798.073 nós e 563.030 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para cima, aplicada na região entre os metatarsos e falanges; com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:
X: 149,584 N
Y: 784,847 N
Z: 40,499 N

Figura 43: Magnitude vetor força e suas componentes nos eixos x, y, z



Fonte: O autor

3.2.9.4. 2ª fase de testes - malha reduzida para 22.500 faces triangulares

As condições de contorno para as simulações de elementos finitos foram as seguintes:

- Malha do modelo virtual do pé com 22.500 faces (elementos triangulares);
- Constante de fixação definida no eixo central da região superior do pé (tornozelo) onde se coloca o parafuso;
- Material selecionado para o modelo virtual do pé: *ABS*, *PETG* e *PLA* (um para cada simulação);
- Malha de simulação do modelo virtual do pé com 384.462 nós e 262.958 elementos;
- Vetor de magnitude 800N de força na vertical direção para cima, aplicada na região entre os metatarsos e falanges; com as componentes distribuídas pelos vetores x, y, z, com os seguintes valores:

X: 149,584 N

Y: 784,847 N

Z: 40,499 N

3.2.10. Simulação de elementos finitos

No *software Fusion 360* foram definidas duas etapas de testes. A primeira etapa consiste em avaliar o modelo virtual do pé nos três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) simulando a fase de apoio da marcha. A segunda etapa consiste em avaliar o retorno da força aplicada para impulsão do modelo virtual do pé nos três materiais.

Para isso, foram definidas as condições de contorno do modelo virtual para as duas etapas de simulação.

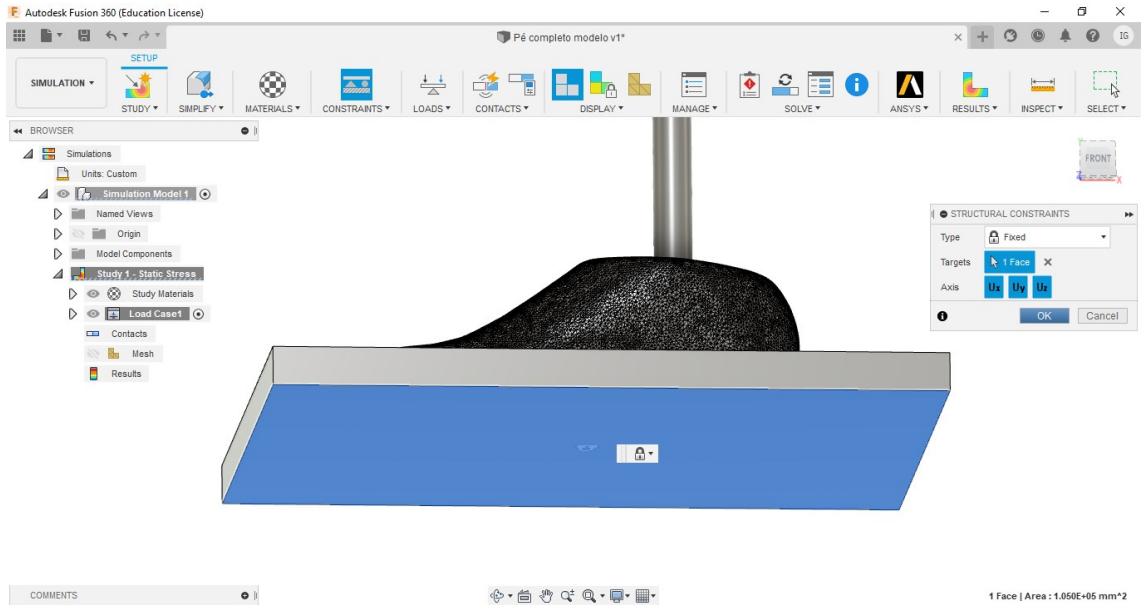
3.2.10.1. 1ª etapa: Simulação fase de apoio marcha em *ABS*, *PETG* e *PLA*

Para essa simulação foram definidos os seguintes parâmetros conforme descrição e de acordo com as Figuras 44 (Constante de fixação plataforma), 45 (Aplicação da força), 46 (Representação esquemática das posições do modelo), 47 (Limite de condições empregadas) e 48 (componentes livres conectados entre si e componente com constante de fixação para simulação):

- Parâmetros dos materiais utilizados (*ABS*, *PETG* e *PLA*), definidos pelo *software*;
- Encaixe de 2 componentes ao modelo virtual do pé (1 haste de 0,95m para simular o comprimento da perna de uma pessoa de 1,85m de altura e 1 parafuso para encaixe da haste ao pé) (BALARAMAKRISHNAN; NATARAJAN; SRINIVASAN, 2020; MANNAN BALARAMAKRISHNAN; NATARAJAN; SUJATHA, 2020);
- Constante de fixação definida na plataforma;
- Vetor de 800 Newtons (N) de força na vertical direção para baixo, aplicada na superfície superior da haste, representando o peso da pessoa;
- Variação de 5° em 5° entre os ângulos 105° a 70° para avaliação em 8 fases de uma passada completa (BALARAMAKRISHNAN; NATARAJAN; SRINIVASAN, 2020);
- Seis graus de liberdade representados para os movimentos de rotação e translação nos três eixos (X, Y e Z) para o modelo completo composto pelo

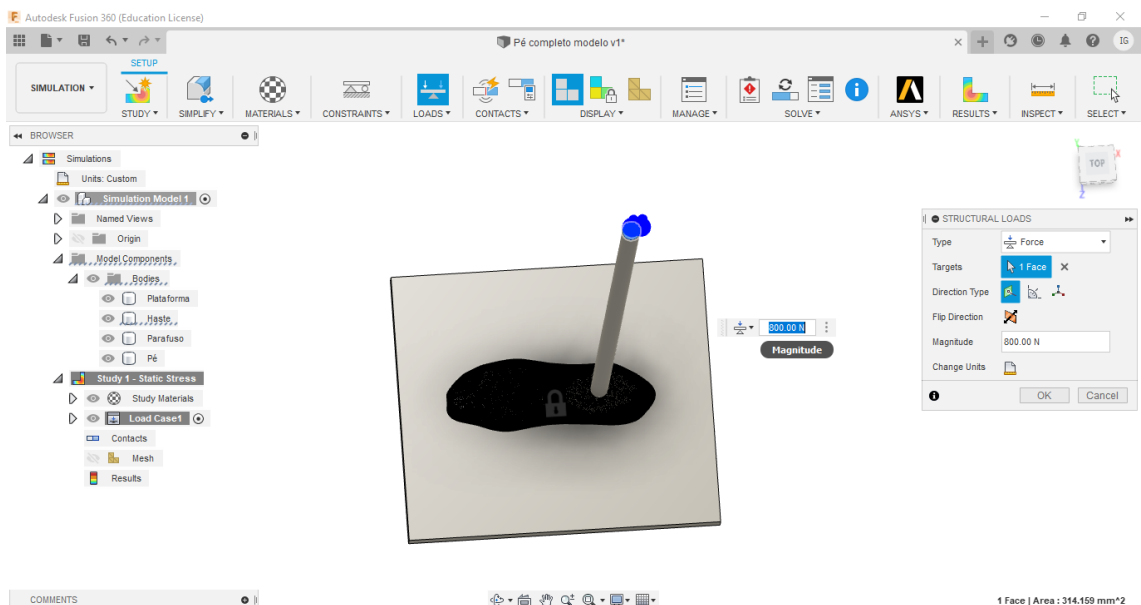
pé, parafuso e haste, visto que não há constante de fixação nesse modelo compostos pelos três elementos. A constante de fixação se encontra na plataforma de apoio do modelo virtual a ser analisado.

Figura 44: Constante de fixação plataforma



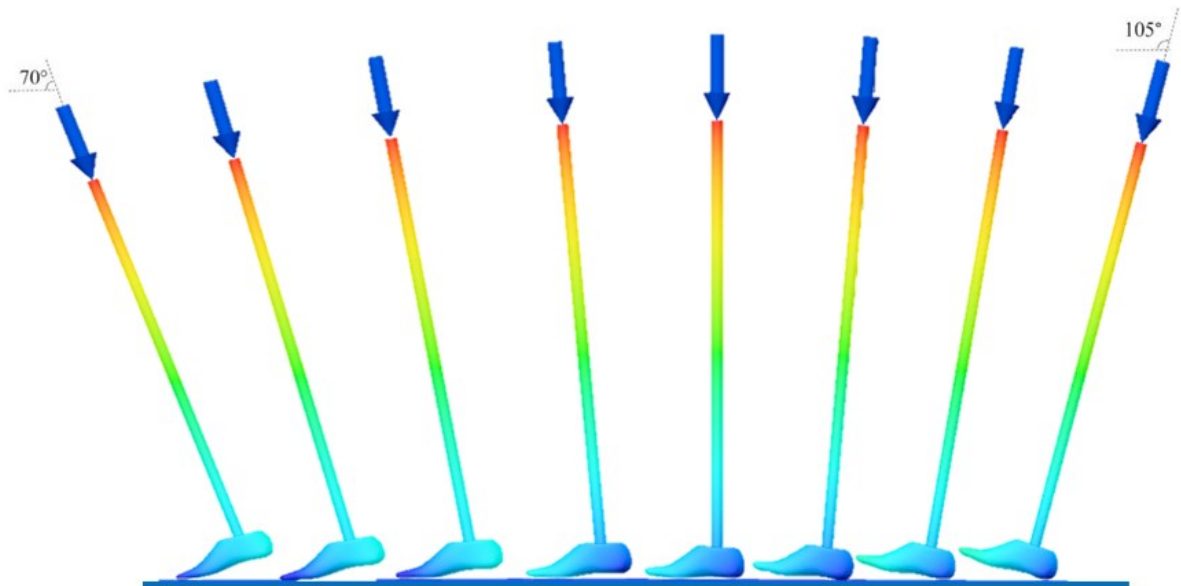
Fonte: O autor

Figura 45: Aplicação da força



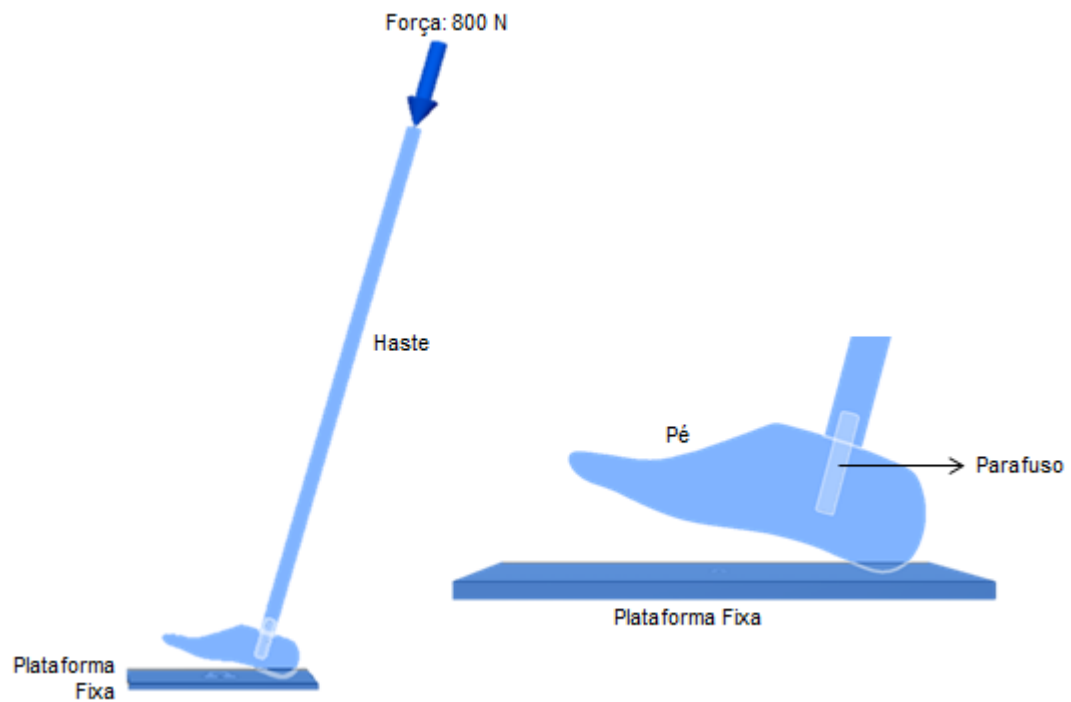
Fonte: O autor

Figura 46: Representação esquemática das posições do modelo de pé completo através dos ângulos que variam de 105° a 70° em etapas de 5° , simulando a fase de apoio da marcha humana



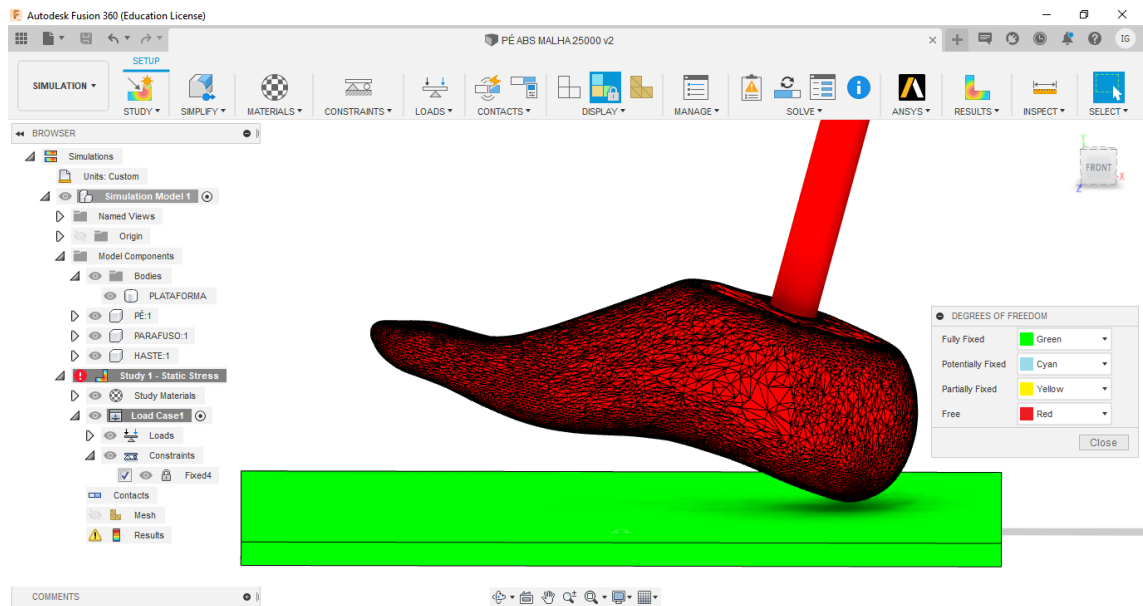
Fonte: O autor

Figura 47: Limite de Condições empregadas no Modelo Virtual completo



Fonte: O autor

Figura 48: Componente fixo e componentes livres conectados entre si



Fonte: O autor

O estudo realizado é um teste do tipo carregamento estático realizado em um sistema com 3 componentes virtuais diferentes (pé, parafuso e haste) conectados entre si, mas soltos em relação a plataforma de base fixa no chão. Nessa etapa foram simuladas a fase de apoio dividida em 8 subfases para cada material de impressão 3D (*ABS*, *PETG* e *PLA*) gerando um total de 24 simulações (8 para cada material).

O material selecionado para a plataforma e para o parafuso foi o AÇO em todas as simulações. O material selecionado para a haste foi o ALUMÍNIO em todas as simulações. Os materiais selecionados para o pé foram o *ABS*, *PETG* e *PLA* distribuídos em 1 fase completa de análise da fase de apoio da marcha para cada material.

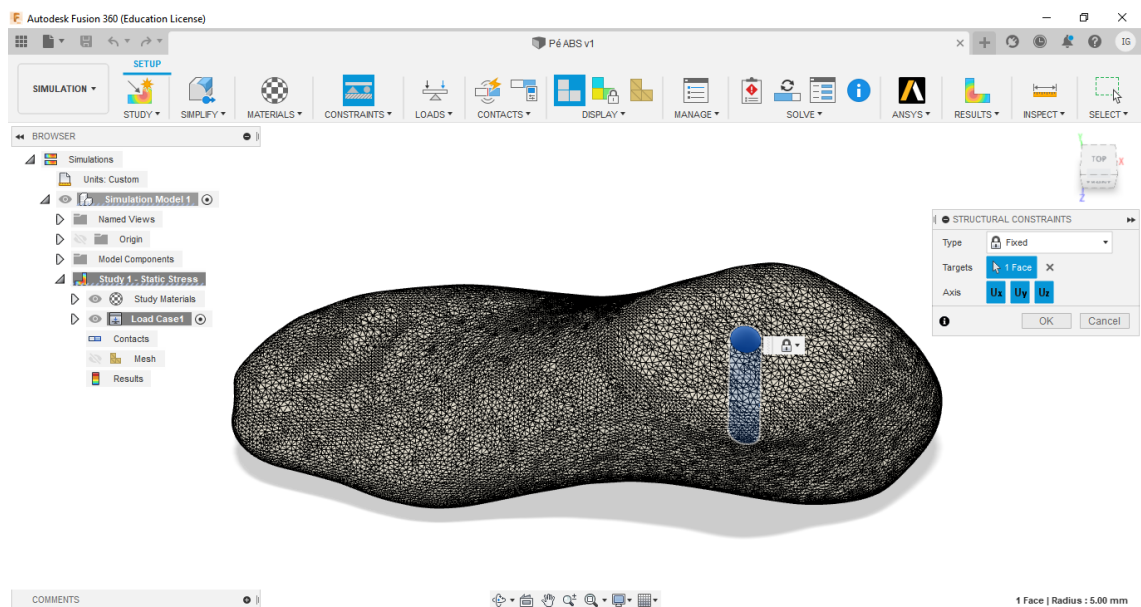
A análise dos resultados foi restrita ao componente pé (objeto de interesse), isolando a tensão e deslocamento causados somente nesse componente, sem considerar o resultado total em todo o conjunto.

3.2.10.2. 2ª etapa: Simulação retorno da força aplicada na fase de impulsão

Para essa simulação foram definidos os seguintes parâmetros conforme descrição e Figuras 49 (Constante de fixação) e 50 (Aplicação da força):

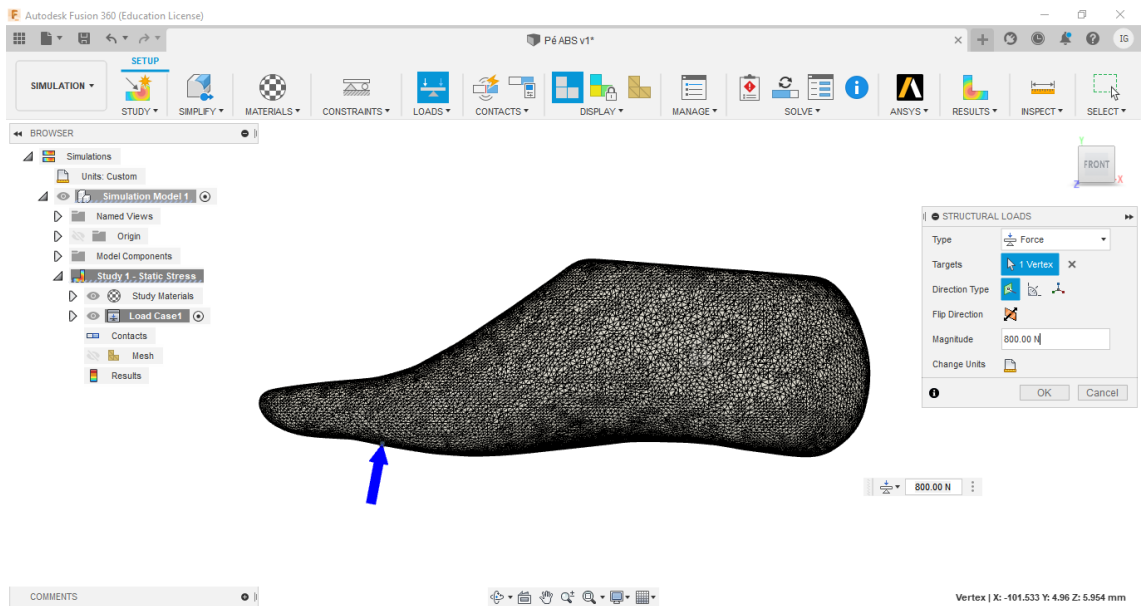
- Parâmetros dos materiais utilizados (*ABS*, *PETG* e *PLA*), definidos pelo *software*;
- Vetor de 800N de força na vertical direção para cima, aplicada na região entre os metatarsos e falanges;
- Constante de fixação definida no eixo central da região superior do pé (tornozelo) onde se coloca o parafuso;
- Não foram encaixados outros componentes como parafuso e haste;
- Não há plataforma para essa simulação;
- Análise apenas do modelo virtual do pé;
- Nenhum grau de liberdade para o modelo virtual do pé visto que a constante de fixação nesse modelo está fixada no furo onde se encaixa o parafuso e não há nenhum outro componente como parafuso, haste e plataforma para esta análise.

Figura 49: Constante de Fixação



Fonte: O autor

Figura 50: Aplicação da força



Fonte: O autor

O estudo realizado é um teste do tipo estático realizado em um modelo virtual único (pé) sem outros componentes e nem plataforma. Nessa etapa foi analisado o retorno de força aplicada no pé no ângulo de 90° para cada material de impressão 3D (*ABS*, *PETG* e *PLA*) gerando um total de três simulações (1 para cada material).

Os materiais selecionados para o pé foram o *ABS*, *PETG* e *PLA* distribuídos em uma análise de retorno para cada material.

3.2.10.3. Propriedades mecânicas dos materiais

As propriedades mecânicas dos materiais AÇO e ALUMÍNIO, para a primeira etapa da simulação e AEF, foram adquiridos a partir de seus dados obtidos pelo *software Fusion 360* com os valores correspondentes abaixo conforme Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades dos materiais AÇO e ALUMÍNIO do *Fusion 360*

Tabela de Propriedades <i>Fusion 360</i>		
Material	Aço AISI 1015	Alumínio
Densidade	7,87E-06 kg / mm ³	2,7E-06 kg / mm ³
Módulo de <i>Young</i>	205000 MPa	68900 MPa
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0,29	0,33
Resistência à Tração	385 MPa	310 MPa

Fonte: Adaptado do *software Fusion 360*

As propriedades mecânicas dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA*, para as duas etapas da simulação e AEF, foram adquiridas a partir de seus dados obtidos pelo *software Fusion 360* com os valores correspondentes abaixo conforme Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* do *Fusion 360*

Tabela de Propriedades <i>Fusion 360</i>			
Material	<i>ABS</i>	<i>PETG</i>	<i>PLA</i>
Densidade	1,06E-06 kg/mm ³	1,27E-06 kg/mm ³	1,24E-06 kg/mm ³
Módulo de <i>Young</i>	2240 MPa	2758 MPa	1890 MPa
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0,38	0,43	0,2
Resistência à Tração	29,6 MPa	55,1 MPa	29,6 MPa

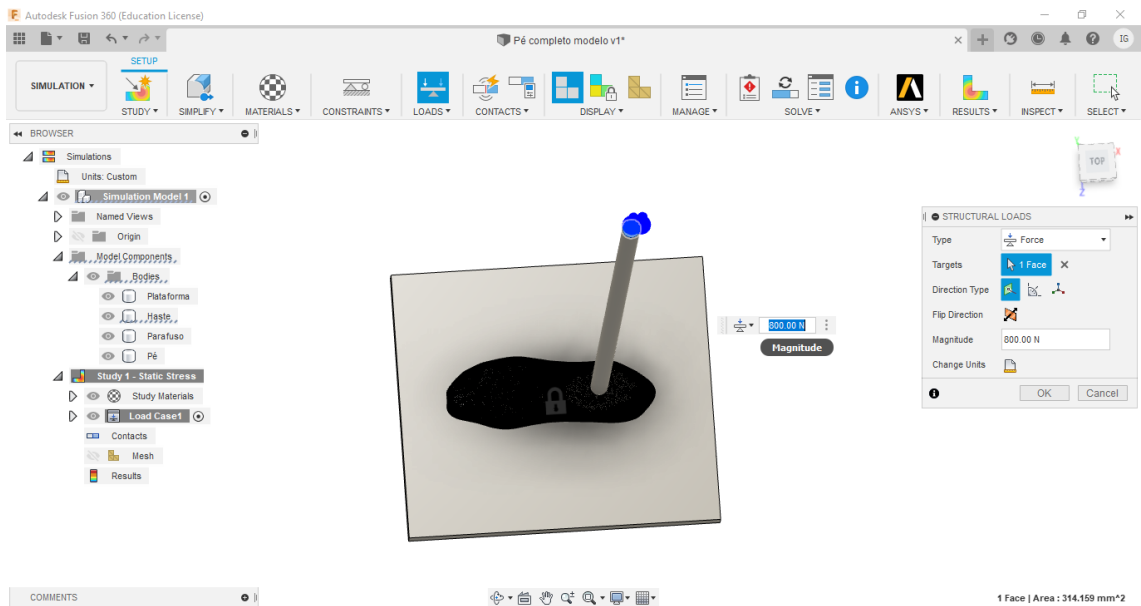
Fonte: Adaptado do *software Fusion 360*

3.2.10.4. Geração da malha de simulação

Após a definição e ajustes da malha tridimensional do objeto de estudo em relação ao refinamento de triangulações e nós, é preciso, antes de realizar a simulação de elementos finitos, gerar uma malha de simulação sobre o objeto a ser analisado, a fim de garantir que a força aplicada sobre o modelo virtual, seja distribuída sobre todo o corpo do objeto (sem restrições), em todos os elementos triangulares da malha virtual e em todos os nós, e assim, os resultados sejam mais precisos.

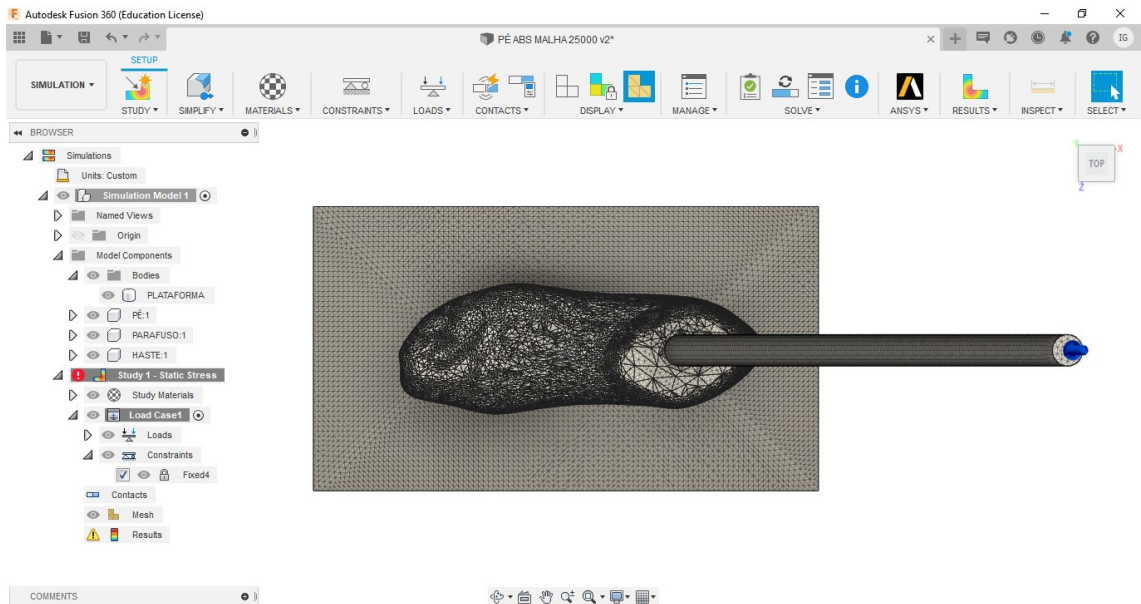
A malha de simulação também foi gerada a partir do *software Fusion 360* para simulação de elementos finitos do modelo virtual. As Figuras 51 e 52 mostram o modelo virtual sem a malha de simulação e com a malha de simulação respectivamente.

Figura 51: Modelo virtual sem malha de simulação



Fonte: O autor

Figura 52: Modelo virtual com malha de simulação



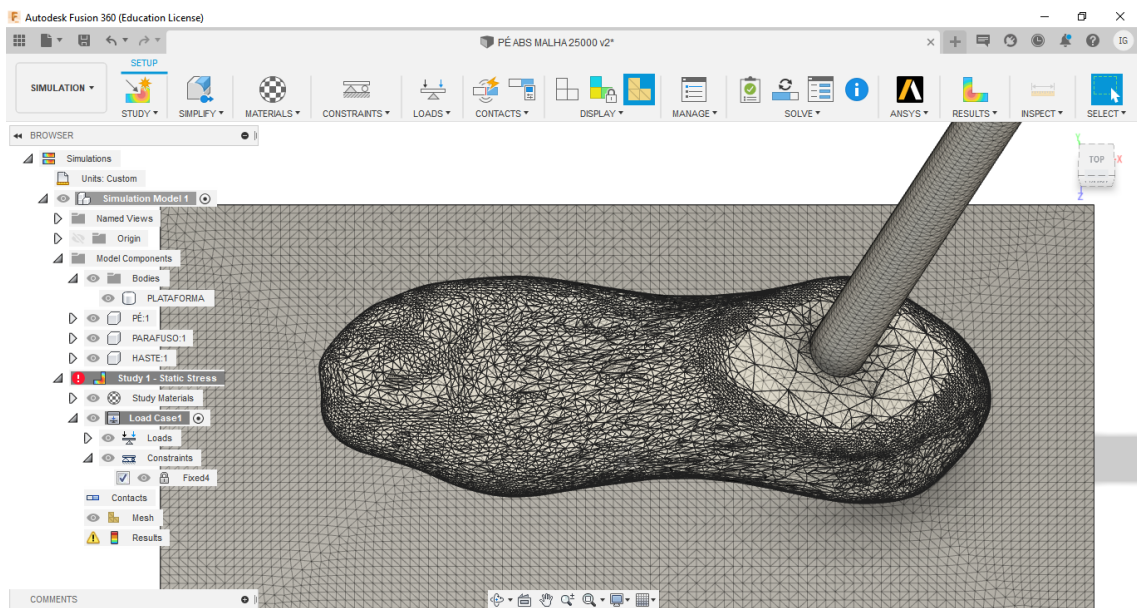
Fonte: O autor

A malha de simulação de elementos finitos foi gerada para as simulações do modelo completo composto por pé, parafuso, haste e plataforma, da 1ª etapa de simulações com 45.000 e 22.500 triangulações do modelo virtual do pé, assim como para o

modelo da 2ª etapa de simulações composto apenas pelo modelo virtual do pé, também com 45.000 e 22.500 triangulações do modelo virtual.

A Figura 53 é possível ver com detalhes a malha tridimensional do modelo virtual do pé junto com a malha de simulação.

Figura 53: Malha do modelo virtual junto com malha de simulação de elementos finitos



Fonte: O autor

3.2.10.5. Teste de malha

O teste de malha foi realizado no *software Fusion 360* com o objetivo de testar a qualidade da malha desenvolvida para as simulações de elementos finitos. O teste foi realizado para os dois modelos de simulação (simulação das fases da marcha e simulação de retorno de força para impulsão).

Para realizar o teste de malha, a malha foi reduzida (piorada) de 45.000 faces trianguladas (malha escolhida para simulação) para 40.000, 35.000, 30.000, 25.000 e 22.500 (metade de faces da malha de simulação) faces trianguladas.

O carregamento de forças dos testes realizados em cada redução de malha foi o mesmo carregamento de forças de 800N selecionados para a execução das duas etapas de simulações do trabalho.

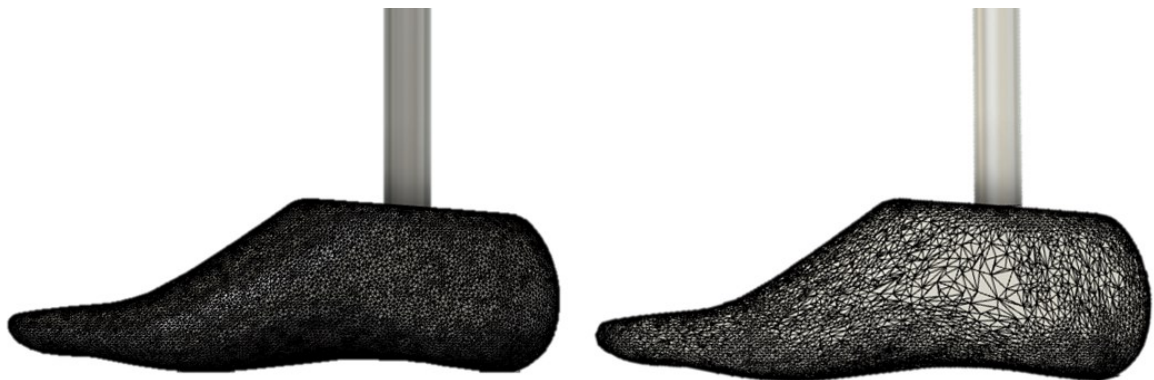
Em todos os testes, sempre com a força aplicada e constante de fixação na mesma região do modelo virtual, foram alcançados os mesmos resultados, variando apenas nas casas decimais da tensão (MPa) obtidos como resultado final da simulação, indicando que a malha, mesmo com redução de metade de faces trianguladas, respondia da mesma forma à simulação de elementos finitos.

Em todos os testes, o local de aplicação das forças foi o mesmo. Não houve diferença considerável no modelo do pé em relação à área e volume que sofreu mais tensão.

3.2.10.5.1. Teste de malha para simulação das fases de apoio da marcha

Para realizar o teste de malha para simulação das fases de apoio da marcha, a malha do modelo virtual do pé foi reduzida para até 22.500 faces trianguladas conforme Figura 54 e foram realizados testes com os três materiais selecionados para o pé (*ABS*, *PETG* e *PLA*).

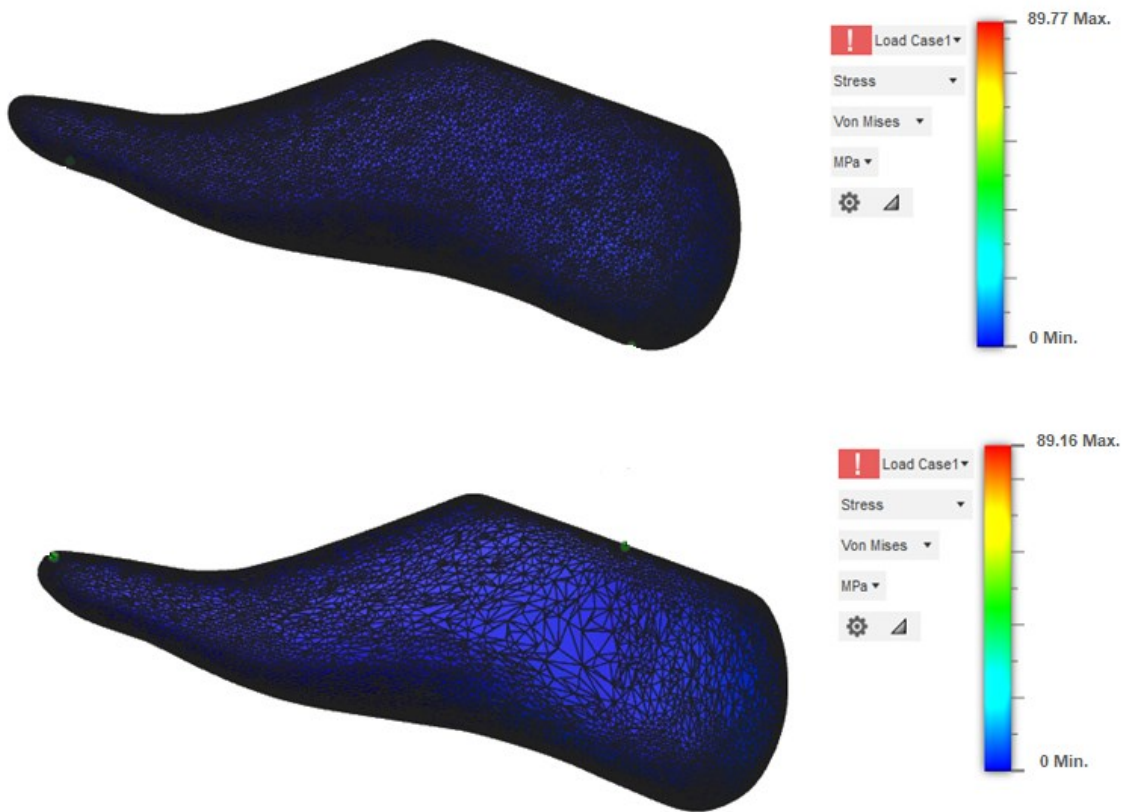
Figura 54: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas



Fonte: O autor

Um dos testes realizados foi com o *ABS* no modelo no ângulo de 105° em relação à plataforma fixa com alcance de mesmo resultado para as duas malhas conforme Figura 55.

Figura 55: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas em teste com *ABS*.



Fonte: O autor

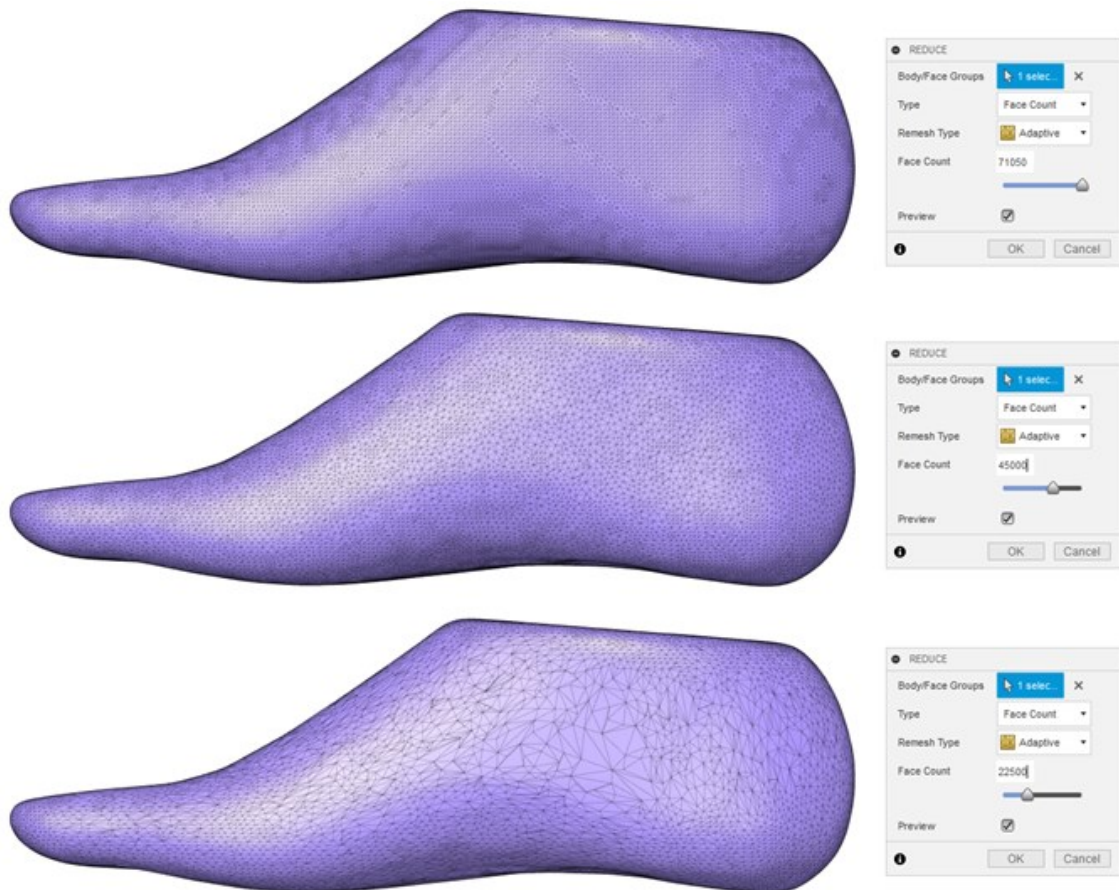
Os resultados obtidos foram de 89,77 MPa para o modelo com 45.000 faces trianguladas e de 89,16 MPa para o modelo com 22.500 faces trianguladas.

3.2.10.5.2. Teste de malha para simulação do retorno da força para impulsão

Para realizar o teste de malha para simulação das fases de retorno da força para impulsão, a malha do modelo virtual do pé foi reduzida para até 22.500 faces trianguladas e foram realizados testes com os três materiais selecionados para o pé (*ABS*, *PETG* e *PLA*).

A Figura 56 mostra as três malhas para comparação: a malha que foi importada do *software Meshmixer* para o *software Fusion 360* (71.050 faces), a malha definida como ideal para as simulações de elementos finitos (45.000 faces) e a malha reduzida para o teste de malha (22.500 faces).

Figura 56: Comparação das malhas: 71.050, 45.000 e 22.500 faces trianguladas

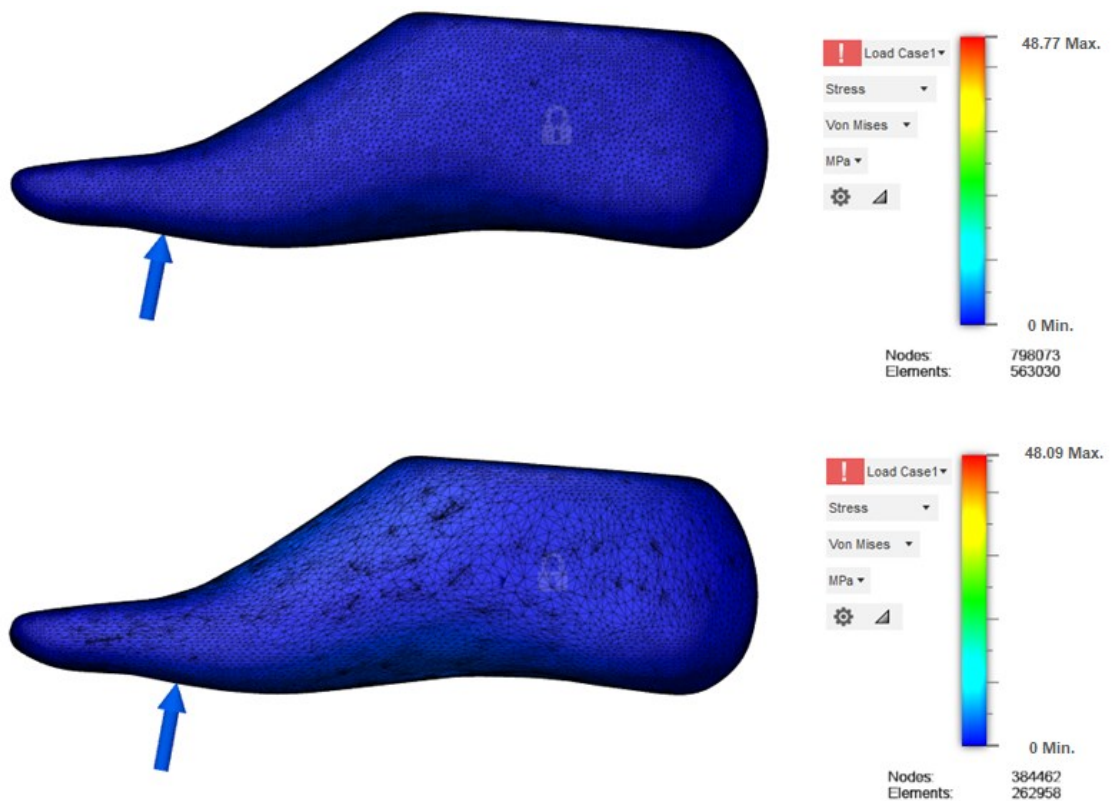


Fonte: O autor

Podemos observar que nenhuma das duas malhas (45.000 e 22.500 faces) sofreu deformação na redução da malha a partir da malha de 71.050 faces importada do *software Meshmixer*.

Um dos testes realizados foi com o *PETG* com alcance de mesmo resultado para as duas malhas conforme Figura 57.

Figura 57: Comparação de malhas: 45.000 e 22.500 faces trianguladas em teste com *PETG*



Fonte: O autor

Os resultados obtidos foram de 48,77 MPa para o modelo com 45.000 faces trianguladas e de 48,09 MPa para o modelo com 22.500 faces trianguladas.

3.2.10.6. Teste de carregamento

O teste de carregamento de forças foi realizado no *software Fusion 360* com o objetivo de testar a qualidade da malha desenvolvida para as simulações de elementos finitos. O teste foi realizado para os dois modelos de simulação (simulação das fases da marcha e simulação de retorno de força para impulsão).

Para realizar o teste de carregamento, foi selecionada apenas a malha com 45.000 faces para as duas etapas de simulações.

O carregamento de forças foi reduzido pela metade para 400N e dobrado para 1600N. Os resultados da tensão (MPa) também reduziram pela metade e dobraram de valor respectivamente.

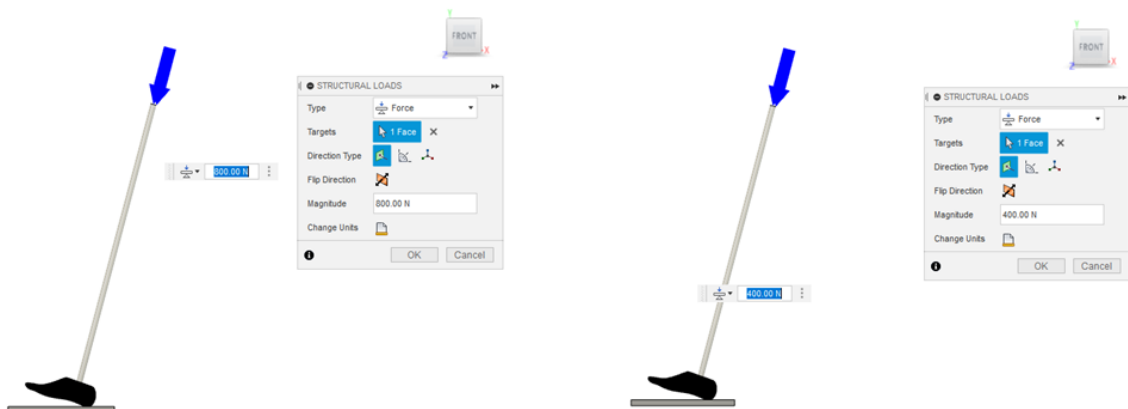
Em todos os testes, o local de aplicação das forças foi o mesmo. Houve diferença visível no modelo do pé em relação à área e volume que sofreu mais tensão na comparação entre os diferentes carregamentos de força.

3.2.10.6.1. Teste de carregamento para simulação das fases de apoio da marcha

Para realizar o teste de carregamento de forças para simulação das fases de apoio da marcha, os carregamentos utilizados foram 400N e 1600N comparados com o carregamento de 800N e os testes realizados com os três materiais selecionados para o pé (*ABS*, *PETG* e *PLA*).

A Figura 58 mostra a comparação dos valores de carregamentos de 800N e 400N para os modelos.

Figura 58: Comparação de carregamentos de força de 800N e 400N

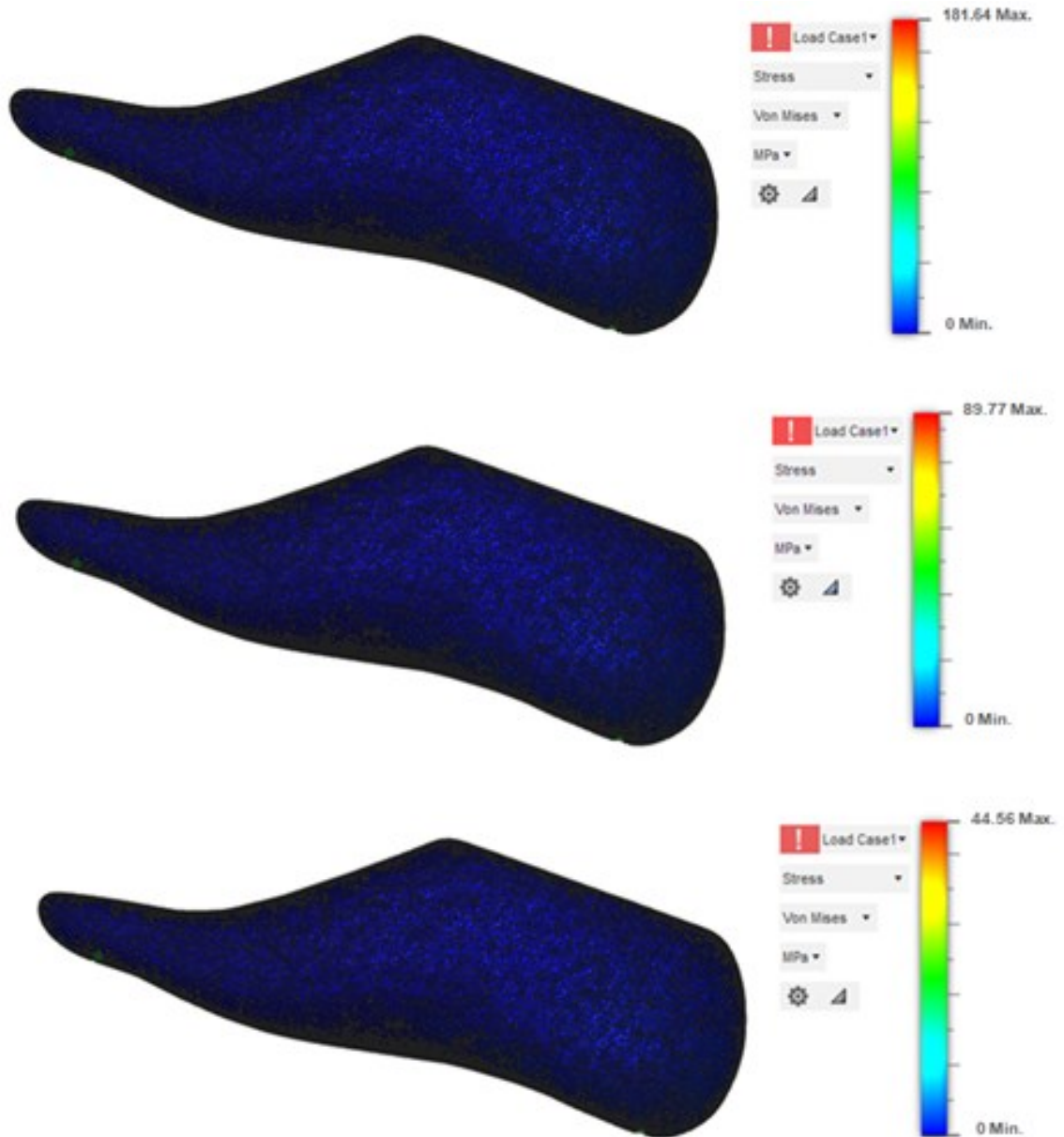


Fonte: O autor

Um dos testes realizados foi com o *ABS* no modelo no ângulo de 105° em relação à plataforma fixa, e os resultados obtidos para a força aplicada de 400N e 1600N

foram metade do valor de tensão e o dobro do valor da tensão em relação ao teste com a força de 800N conforme Figura 59.

Figura 59: Comparação de carregamento de 1600N, 800N e 400N respectivamente



Fonte: O autor

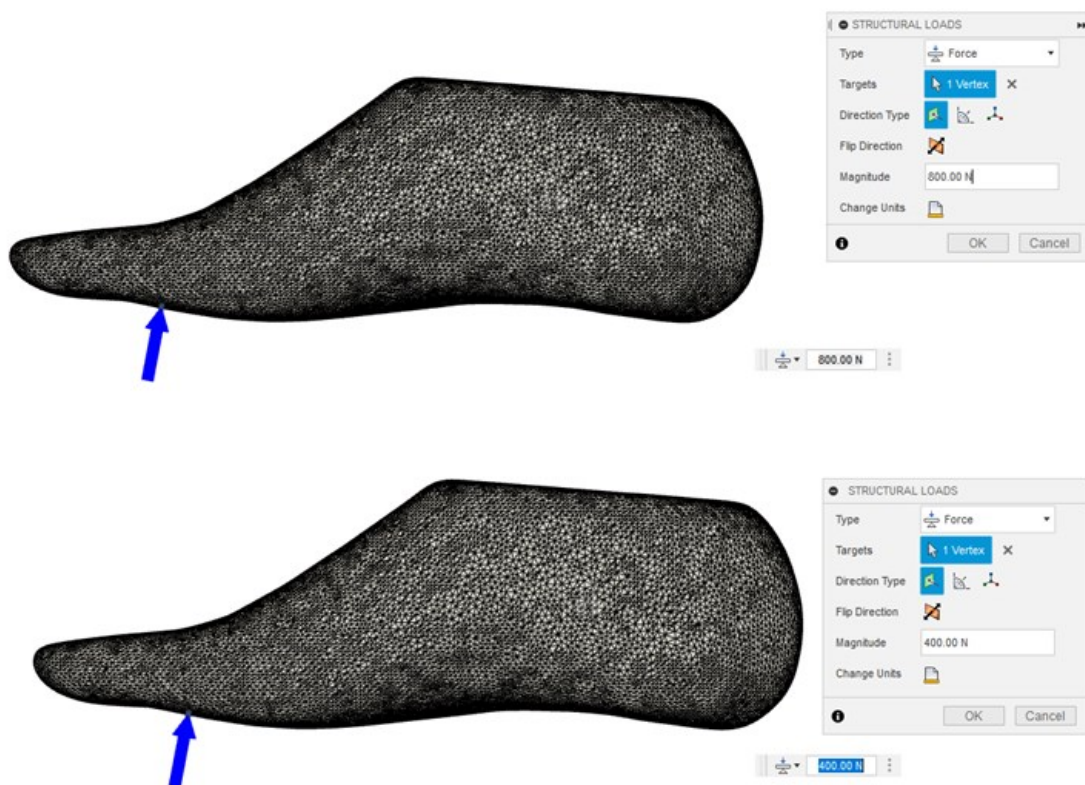
Os resultados obtidos foram de 181,54 MPa para o modelo com 1600N de força aplicada, 89,77 MPa para o modelo com 800N de força aplicada e de 44,56 MPa para o modelo com 400N de força aplicada.

3.2.10.6.2. Teste de carregamento para simulação do retorno da força para impulsão

Para realizar o teste de carregamento de forças para simulação das fases de apoio da marcha, os carregamentos utilizados foram 400N e 1600N comparados com o carregamento de 800N e os testes realizados com os três materiais selecionados para o pé (*ABS*, *PETG* e *PLA*).

A Figura 60 mostra a comparação dos valores de carregamentos de 800N e 400N para os modelos.

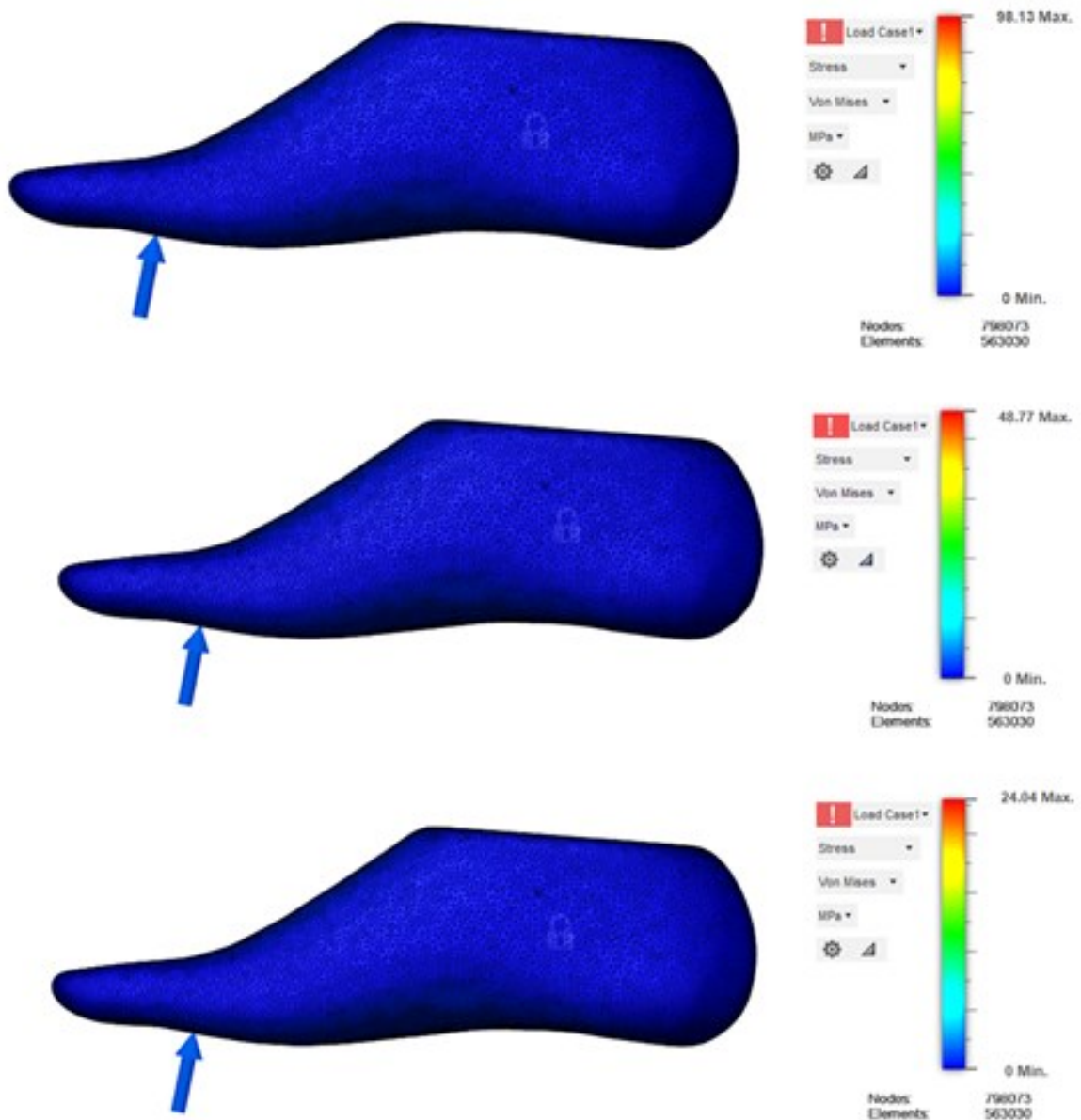
Figura 60: Localização e comparação de carregamentos de força de 800N e 400N



Fonte: O autor

Um dos testes realizados foi com o *PETG* no modelo no ângulo de 105° em relação à plataforma fixa e os resultados obtidos para a força aplicada de 400N foram metade do valor de tensão em relação ao teste com a força de 800N conforme Figura 61.

Figura 61: Comparação de carregamento de 1600N, 800N e 400N respectivamente



Fonte: O autor

Os resultados obtidos foram de 98,13 MPa para o modelo com 1600N de força aplicada, 48,77 MPa para o modelo com 800N de força aplicada e de 24,04 MPa para o modelo com 400N de força aplicada.

3.2.11. Definição dos estudos de comparativo para custo direto de fabricação e para peso do dispositivo

A estimativa do peso e custo do pé *SACH* tradicional foi a aferição do peso da prótese do pé a partir de uma balança comum e definição do preço a partir da Tabela SUS (SAÚDE, 2008).

Para o estudo comparativo de peso e custo entre o pé *SACH* distribuído pelo SUS e o desenvolvido neste trabalho, foram realizadas estimativas de peso e de custo de fabricação considerando-se os materiais *ABS*, *PETG* e *PLA*, foram realizadas estimativas de peso e estimativas de custo de fabricação por impressão 3D.

A metodologia utilizada para os modelos virtuais do pé *SACH* a ser impresso em 3D foi à definição do volume utilizando o site *Think3D* para carregamento do arquivo e a partir disso a realização de cálculos simples, a partir da densidade dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* para chegar aos resultados do peso padrão para o modelo virtual em cada material simulado (THINK3D, 2021).

A metodologia para cálculo dos preços dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* constou do orçamento em 3 empresas da região metropolitana de Belo Horizonte e a média dos cálculos dos valores ofertados para o kg de cada filamento.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente capítulo serão demonstrados os resultados a partir dos procedimentos metodológicos propostos no capítulo anterior. Primeiramente serão demonstrados os resultados alcançados com as duas etapas da Simulação de Elementos Finitos e posteriormente os resultados do estudo comparativo para custo direto de fabricação e peso do dispositivo.

4.1. Resultados 1ª etapa: Simulação das fases da marcha em *ABS*, *PETG* e *PLA*

Os resultados avaliados na AEF foram a tensão de *von Mises*² e o deslocamento observados no modelo virtual do pé *SACH* nos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* em um sistema composto por 3 componentes interligados (pé, parafuso e haste) e uma plataforma fixa no chão servindo como base de apoio para o pé nas 8 subfases da fase de apoio da marcha propostas na metodologia (ângulos entre 105° e 70° variando de 5° em 5°).

Após cada simulação no sistema de três componentes (pé, parafuso e haste), foi isolado somente o modelo virtual do pé sem os outros elementos e sem a plataforma fixa, para análise da tensão e deslocamento gerado somente na região e no material de interesse para o estudo.

Conforme descrito anteriormente, foram submetidas 8 simulações para cada um dos materiais descritos (*ABS*, *PETG* e *PLA*), cada simulação com o sistema em uma angulação diferente (105° a 70°).

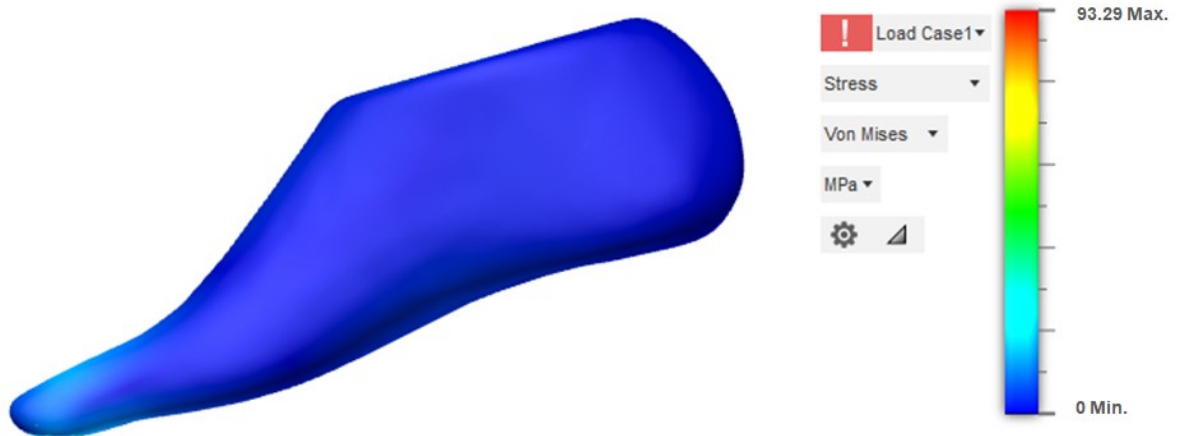
Para análise da tensão e deslocamento gerados no modelo virtual do pé em *ABS*, *PETG* e *PLA* nas 8 subfases da fase de apoio da marcha propostas, o componente foi isolado dos demais para que pudesse ser obtido somente os resultados gerados sobre ele separadamente.

² O critério de *von Mises* leva em consideração os conceitos de energia de distorção de um elemento, que também pode ser interpretado como a energia necessária para que ocorra mudança de forma em um elemento (GUILHERME, 2016).

4.1.1. Tensão atuante no modelo virtual do pé em ABS

Conforme Figura 62, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) do modelo do pé em ABS foi 93,29 MPa no ângulo de 70°.

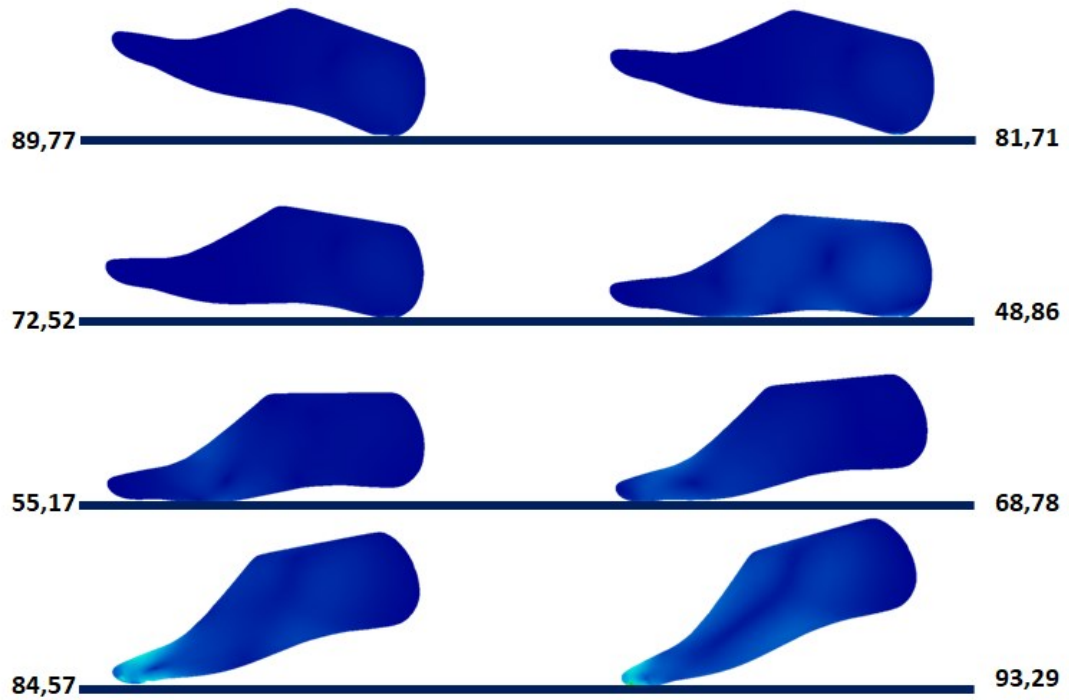
Figura 62: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em ABS



Fonte: O autor

Considerando também as tensões de *von Mises* atuantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 63: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em *ABS*



Fonte: O autor

Tabela 3: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em *ABS*

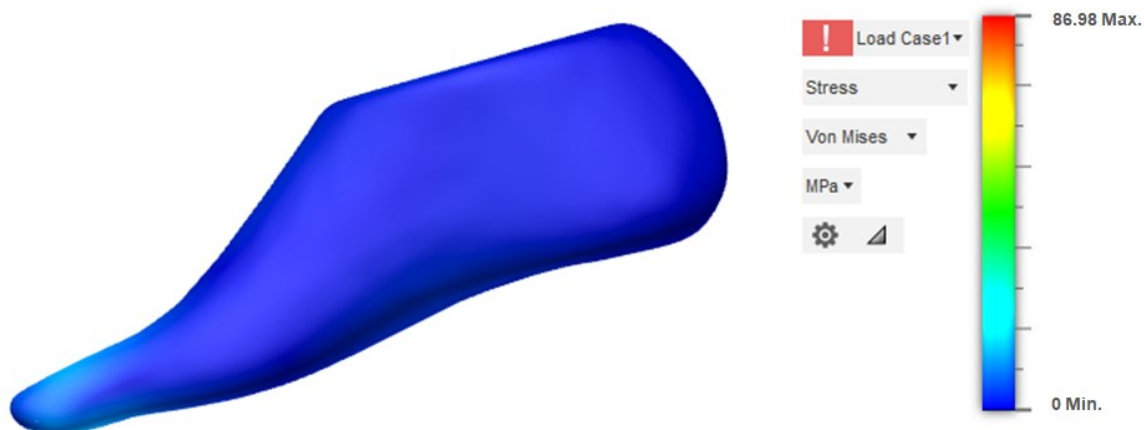
TENSÃO MÁXIMA (MPa)	
ANGULO	<i>ABS</i>
105°	89,77
100°	81,71
95°	72,52
90°	48,86
85°	55,17
80°	68,78
75°	84,57
70°	93,29

Fonte: O autor

4.1.2. Tensão atuante no modelo virtual do pé em PETG

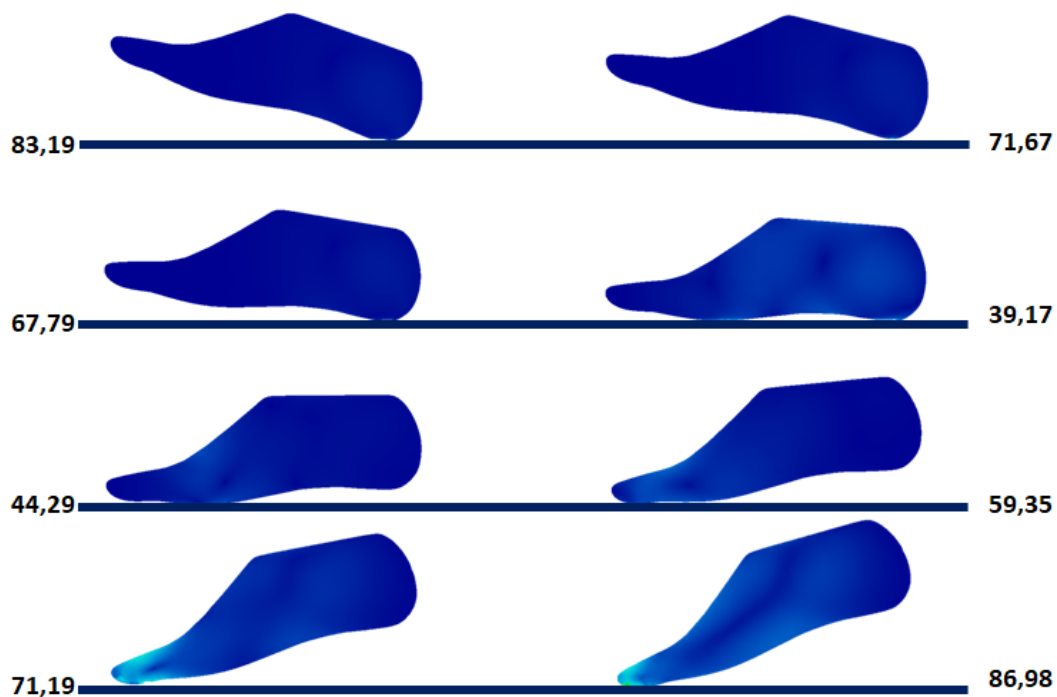
Conforme Figura 64, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) do modelo do pé em PETG foi 86,98 MPa no ângulo de 70°.

Figura 64: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em PETG



Fonte: O autor

Considerando também as tensões de *von Mises* atuantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 65: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em *PETG*

Fonte: O autor

Tabela 4: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em *PETG*

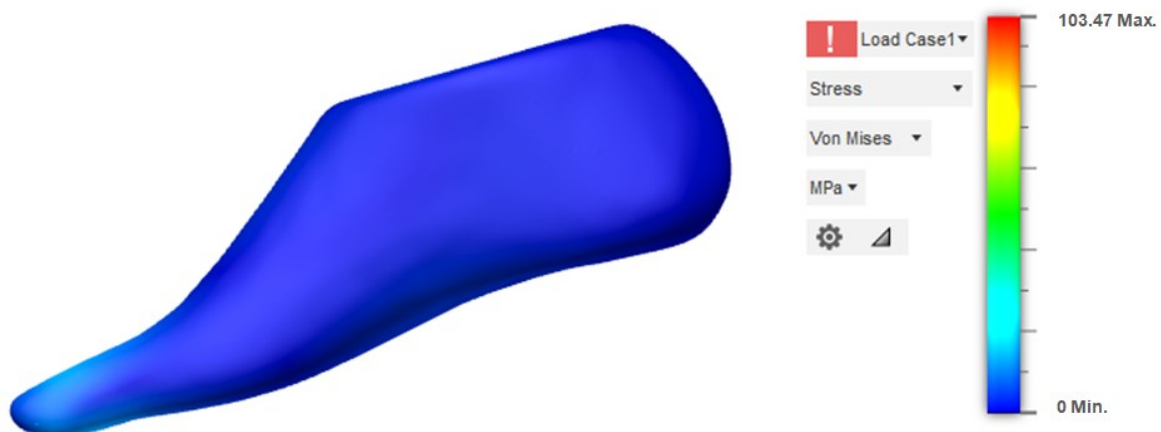
TENSÃO MÁXIMA (MPa)	
ANGULO	<i>PETG</i>
105°	83,19
100°	71,67
95°	67,79
90°	39,17
85°	44,29
80°	59,35
75°	71,19
70°	86,98

Fonte: O autor

4.1.3. Tensão atuante no modelo virtual do pé em PLA

Conforme Figura 66, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) do modelo do pé em PLA foi 103,47 MPa no ângulo de 70°.

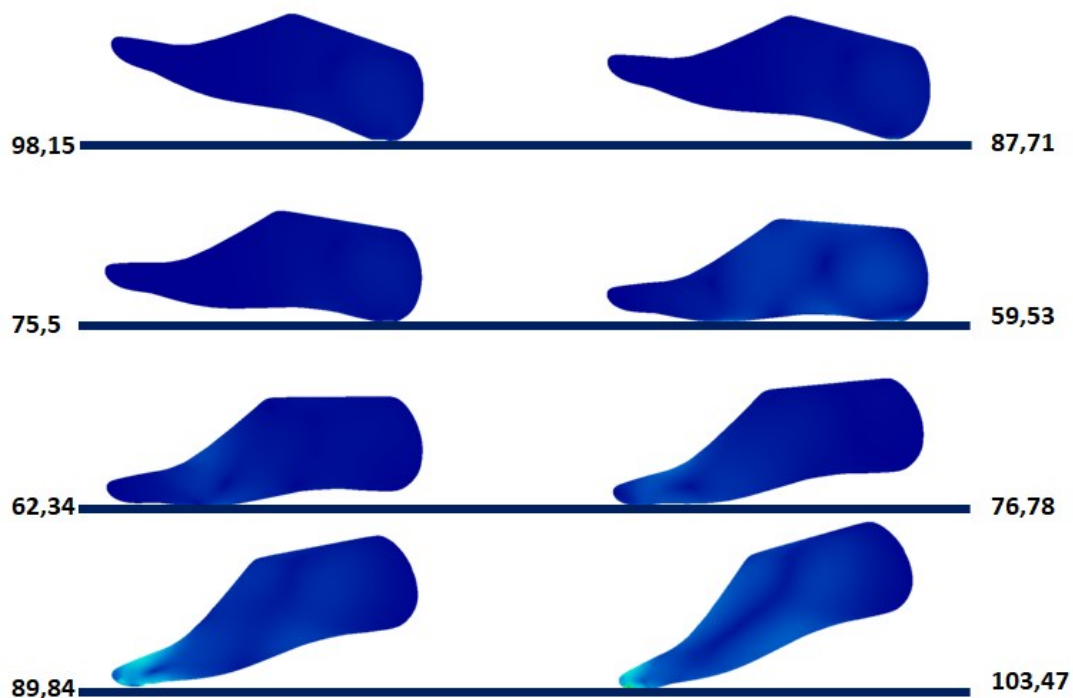
Figura 66: Tensão máxima (MPa) atuante no modelo virtual do pé em PLA



Fonte: O autor

Considerando também as tensões de *von Mises* atuantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 67: Tensão máxima (MPa) atuante na fase de apoio da marcha em *PLA*



Fonte: O autor

Tabela 5: Tensão máxima atuante na fase de apoio da marcha em *PLA*

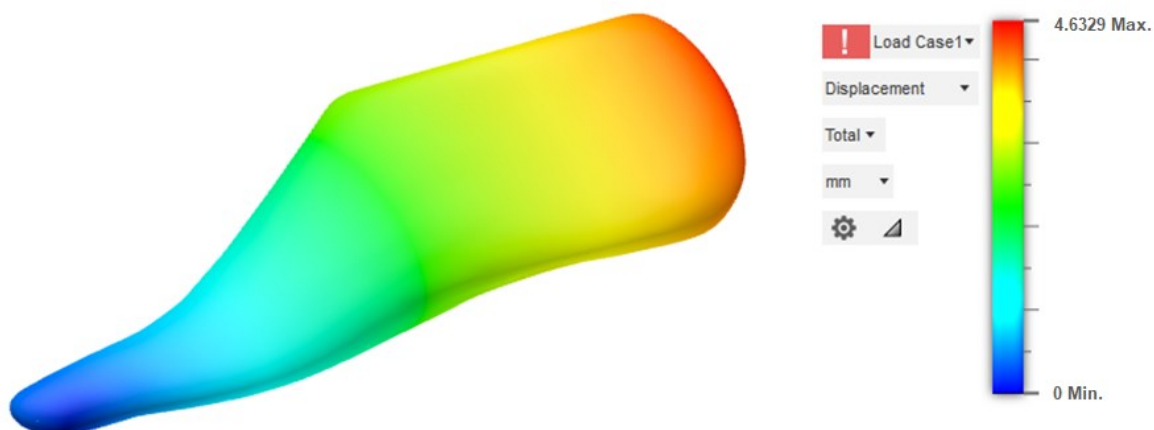
TENSÃO (MPa)	
ANGULO	<i>PLA</i>
105°	98,15
100°	87,71
95°	75,5
90°	59,53
85°	62,34
80°	76,78
75°	89,84
70°	103,47

Fonte: O autor

4.1.4. Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em *ABS*

Conforme Figura 68, o deslocamento máximo resultante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) modelo do pé em *ABS* foi 4,6329 mm no ângulo de 70°.

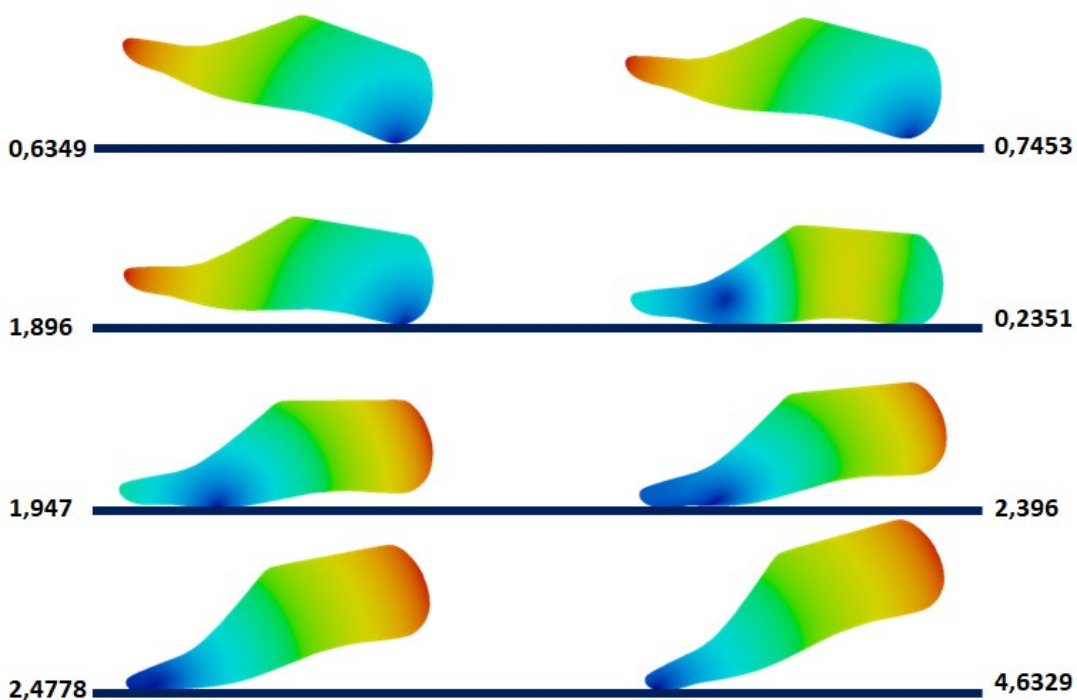
Figura 68: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em *ABS*



Fonte: O autor

Considerando também os deslocamentos resultantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 69: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em *ABS*



Fonte: O autor

Tabela 6: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em *ABS*

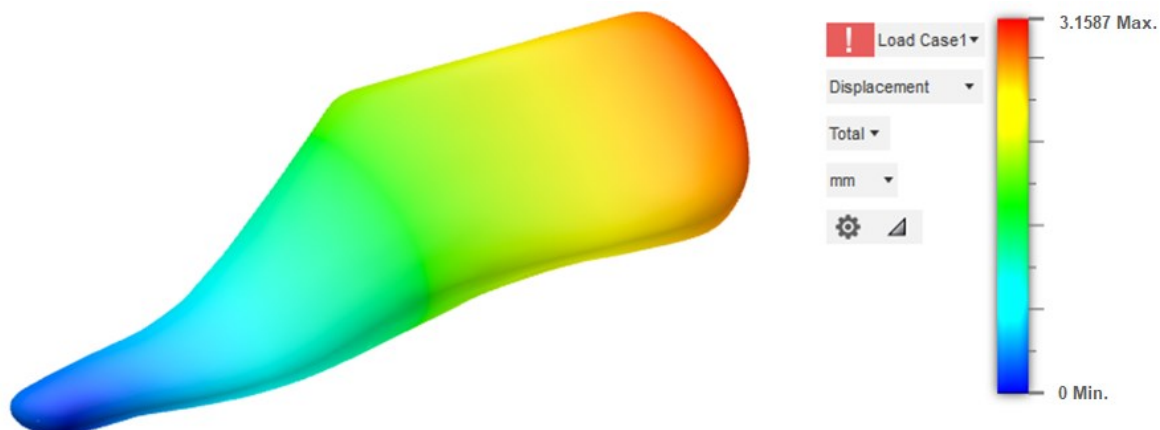
DESLOCAMENTO MÁXIMO (mm)	
ANGULO	<i>ABS</i>
105°	0,6349
100°	0,7453
95°	1,896
90°	0,2351
85°	1,947
80°	2,396
75°	2,4778
70°	4,6329

Fonte: O autor

4.1.5. Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em *PETG*

Conforme Figura 70, o deslocamento máximo resultante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) modelo do pé em *PETG* foi 3,1587 mm no ângulo de 70°.

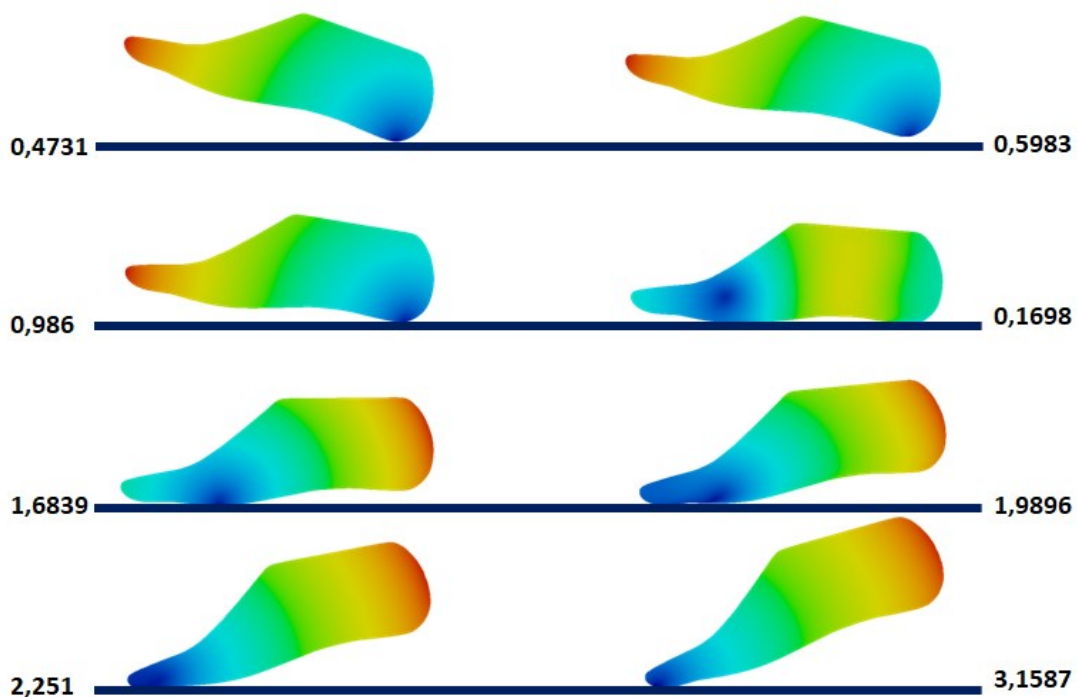
Figura 70: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em *PETG*



Fonte: O autor

Considerando também os deslocamentos resultantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 71: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em *PETG*



Fonte: O autor

Tabela 7: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em *PETG*

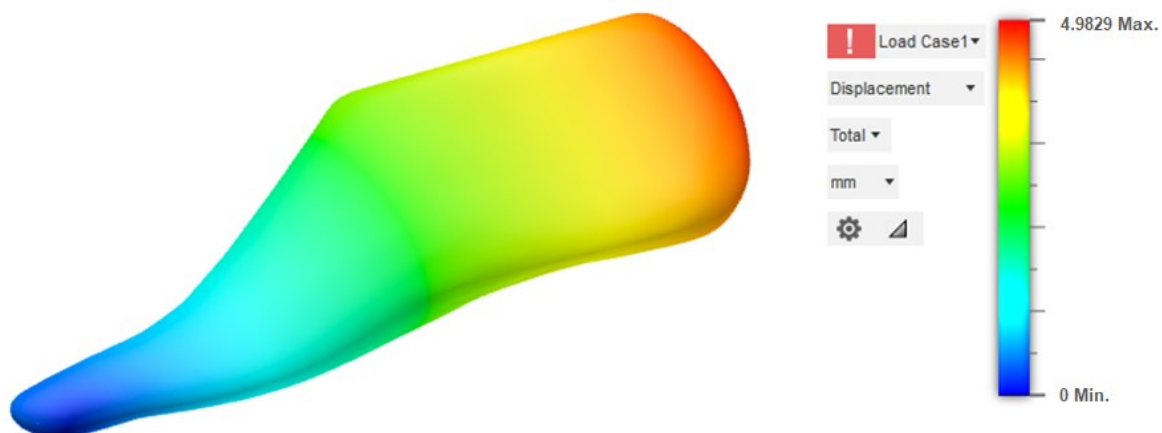
DESLOCAMENTO MÁXIMO (mm)	
ANGULO	<i>PETG</i>
105°	0,473
100°	0,598
95°	0,986
90°	0,17
85°	1,684
80°	1,99
75°	2,251
70°	3,159

Fonte: O autor

4.1.6. Deslocamento resultante no modelo virtual do pé em *PLA*

Conforme Figura 72, o deslocamento máximo resultante durante toda a fase de apoio médio (unipodal) modelo do pé em *PLA* foi 4,9829 mm no ângulo de 70°.

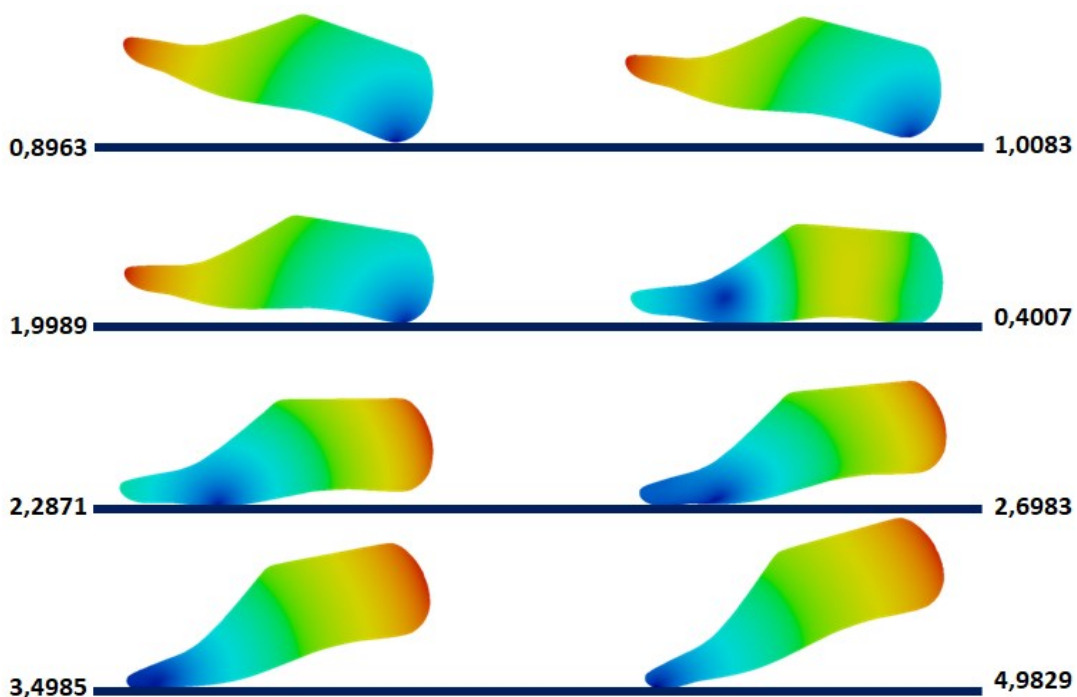
Figura 72: Deslocamento máximo (mm) resultante no modelo virtual do pé em *PLA*



Fonte: O autor

Considerando também os deslocamentos resultantes em cada uma das fases de apoio, obtivemos os seguintes resultados:

Figura 73: Deslocamento máximo (mm) resultante na fase de apoio da marcha em *PLA*



Fonte: O autor

Tabela 8: Deslocamento máximo resultante na fase de apoio da marcha em *PLA*

DESLOCAMENTO MÁXIMO (mm)	
ANGULO	<i>PLA</i>
105°	0,8963
100°	1,0083
95°	1,9989
90°	0,4007
85°	2,2871
80°	2,6983
75°	3,4985
70°	4,9829

Fonte: O autor

4.1.7. Comparativo de Tensões entre *ABS*, *PETG* e *PLA*

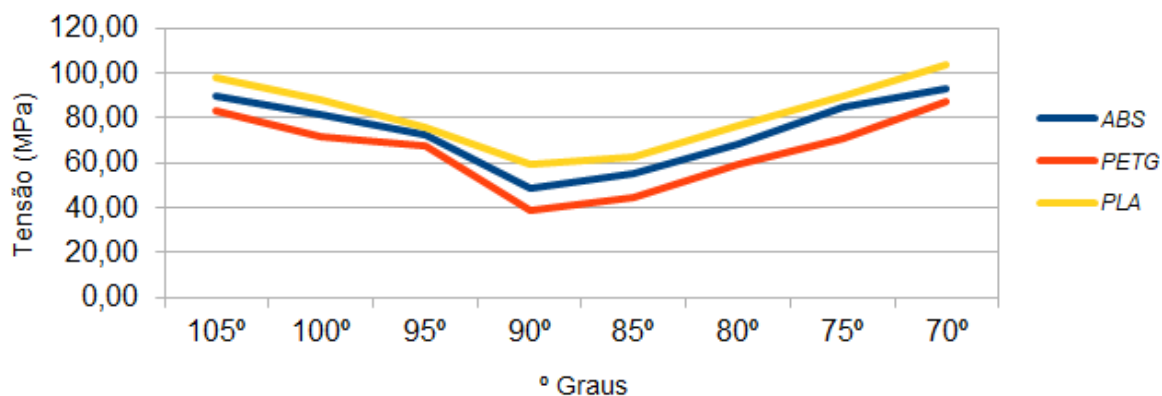
Conforme Tabela 9 e Figura 74, a tensão máxima atuante durante a fase de apoio do modelo virtual do pé nos 3 materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) foi 103,47 MPa no ângulo de 70° pelo pé no material *PLA*.

Tabela 9: Tensões máximas atuantes nos modelos virtuais em *ABS*, *PETG* e *PLA*

TENSÃO (MPa)			
ÂNGULO	<i>ABS</i>	<i>PETG</i>	<i>PLA</i>
105°	89,77	83,19	98,15
100°	81,71	71,67	87,71
95°	72,52	67,79	75,50
90°	48,86	39,17	59,53
85°	55,17	44,29	62,34
80°	68,78	59,35	76,78
75°	84,57	71,19	89,84
70°	93,29	86,98	103,47

Fonte: O autor

Figura 74: Tensões máximas em *ABS*, *PETG* e *PLA*

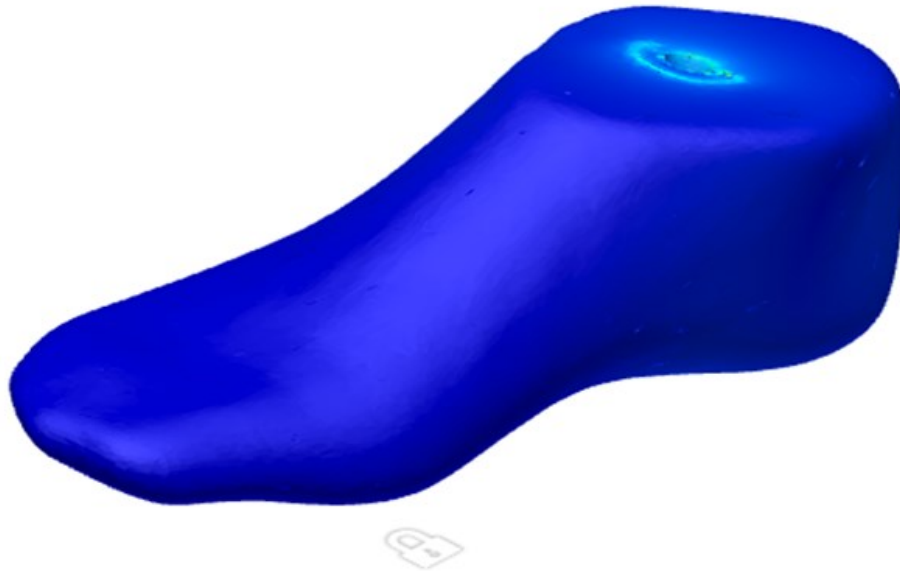


Fonte: O autor

O ângulo onde ocorreram os maiores valores de tensão nos três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) foram os mesmos, 70°, com valores de 93,29 MPa, 86,98 MPa e 103,47 MPa respectivamente.

Foram observados pontos de tensão comuns em todas as 8 fases para todos os três materiais na região superior do pé no contato entre haste, pé e parafuso conforme Figura 75.

Figura 75: Região comum de tensão na parte superior entre contato pé, haste e parafuso



Fonte: O autor

4.1.8. Comparativo de Deslocamentos entre *ABS*, *PETG* e *PLA*

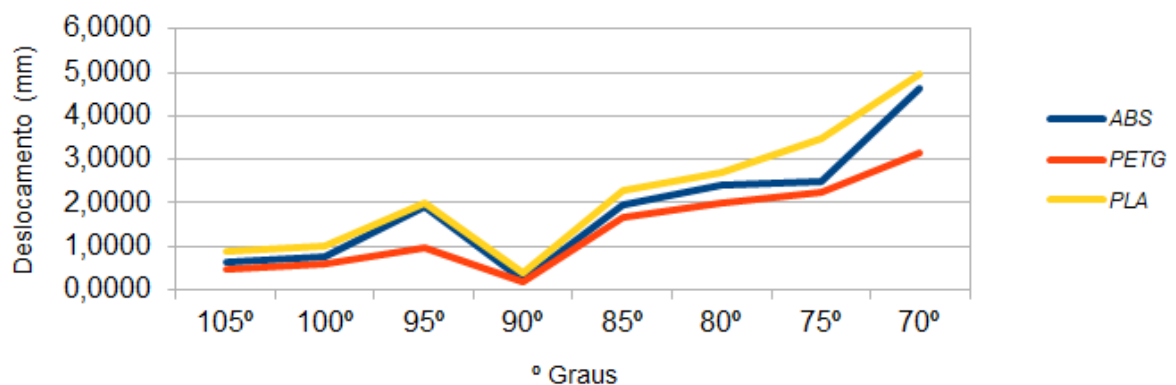
Conforme Tabela 10 e Figura 76, o deslocamento máximo resultante durante toda a etapa de 8 fases do modelo do pé nos 3 materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) foi 4,9829 mm no ângulo de 70° pelo pé no material *PLA*.

Tabela 10: Deslocamentos máximos resultantes nos modelos virtuais em *ABS*, *PETG* e *PLA*

DESLOCAMENTO (mm)			
ANGULO	ABS	PETG	PLA
105°	0,6349	0,4731	0,8963
100°	0,7453	0,5983	1,0083
95°	1,8960	0,9860	1,9989
90°	0,2351	0,1698	0,4007
85°	1,9470	1,6839	2,2871
80°	2,3960	1,9896	2,6983
75°	2,4778	2,2510	3,4985
70°	4,6329	3,1587	4,9829

Fonte: O autor

Figura 76: Deslocamentos máximos em *ABS*, *PETG* e *PLA*



Fonte: O autor

O ângulo onde ocorreram os maiores valores de deslocamento nos três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) foram os mesmos, 70°, com valores de 4,6329 mm, 3,1587 mm e 4,9829 mm respectivamente.

Não foram observados pontos de deslocamento nas 8 fases para os três materiais na região superior do pé no contato entre haste, pé e parafuso.

4.2. Resultados 2ª etapa: Simulação do retorno da força aplicada na fase de impulsão

Os resultados avaliados na AEF foram a tensão de *von Mises* e o deslocamento observados no modelo virtual do pé *SACH* nos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* sem outros componentes e sem plataforma.

Conforme descrito anteriormente foram submetidos uma análise de tensão e deslocamento em uma simulação de retorno da força no momento de impulsão no modelo virtual do pé para cada um dos materiais descritos (*ABS*, *PETG* e *PLA*).

4.2.1. Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em *ABS*

Conforme Figura 77, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante a impulsão no modelo do pé em *ABS* foi 64,39 MPa na região onde foi aplicada a força.

Figura 77: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em *ABS*



Fonte: O autor

Considerando também o deslocamento máximo resultante durante a impulsão, obtivemos o valor de 1,4572 mm na região do antepé do modelo virtual conforme Figura 78.

Figura 78: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em ABS



Fonte: O autor

4.2.2. Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em PETG

Conforme a Figura 79, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante a impulsão no modelo do pé em PETG foi 48,77 MPa na região onde foi aplicada a força.

Figura 79: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em PETG



Fonte: O autor

Considerando também o deslocamento máximo resultante durante a impulsão, obtivemos o valor de 1,1581 mm na região do antepé do modelo virtual conforme Figura 80.

Figura 80: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em *PETG*



Fonte: O autor

4.2.3. Tensão atuante e deslocamento resultante no modelo virtual do pé na impulsão em *PLA*

Conforme Figura 81, a tensão de *von Mises* máxima atuante durante a impulsão no modelo do pé em *PLA* foi 72,23 MPa na região onde foi aplicada a força.

Figura 81: Tensão máxima e localização no modelo na impulsão em *PLA*



Fonte: O autor

Considerando também o deslocamento máximo resultante durante a impulsão, obtivemos o valor de 1,6492 mm na região do antepé do modelo virtual conforme Figura 82.

Figura 82: Deslocamento máximo e localização no modelo na impulsão em *PLA*



Fonte: O autor

4.2.4. Comparativo de tensão e deslocamento no modelo virtual do pé na impulsão em *ABS*, *PETG* e *PLA*

Conforme Tabela 11, a tensão máxima atuante durante a impulsão no modelo do pé em *ABS*, *PETG* e *PLA*, foi na região inferior do retro pé onde foi aplicada a força.

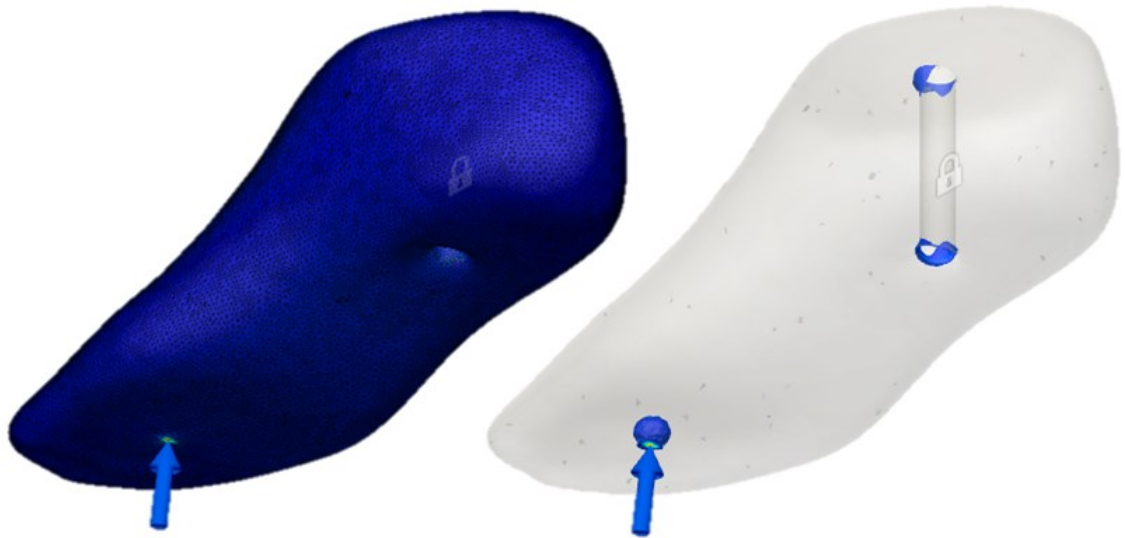
Tabela 11: Tensão máxima no modelo virtual do pé na impulsão em *ABS*, *PETG* e *PLA*

TENSÃO (MPa)		
<i>ABS</i>	<i>PETG</i>	<i>PLA</i>
64,39	48,77	72,23

Fonte: O autor

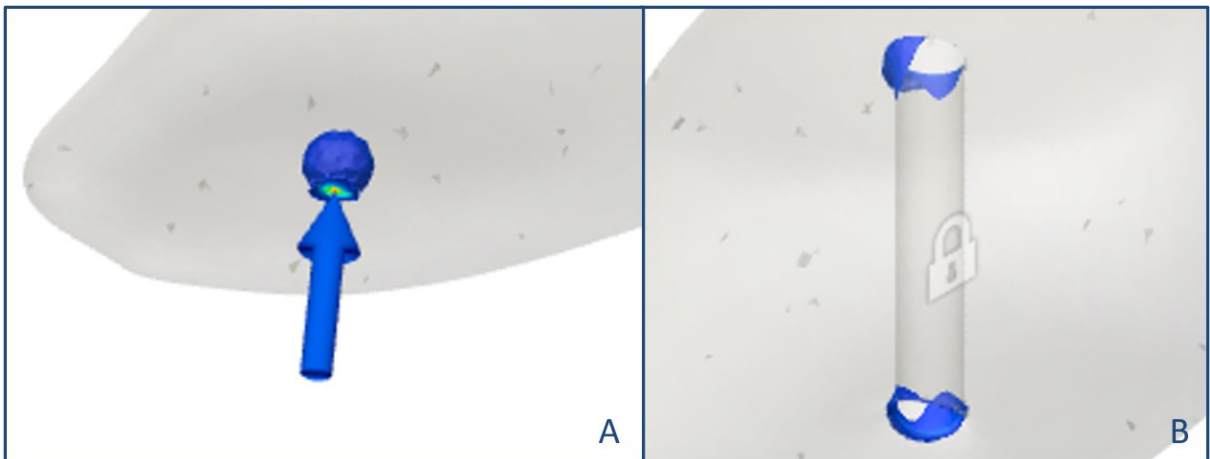
Também foram observados pontos de tensão nas simulações nos três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*) no furo do parafuso onde foi colocada a constante de fixação e na região de aplicação do vetor Força conforme Figuras 83 e 84.

Figura 83: Região comum de pontos de tensão no modelo na impulsão em *ABS*, *PETG* e *PLA*



Fonte: O autor

Figura 84: Região de maior ponto de tensão no modelo na impulsão em *ABS*, *PETG* e *PLA*: (A) Ponto de aplicação do vetor Força. (B) Ponto onde foi inserido a constante de fixação, parte interna do furo no modelo virtual para colocação do parafuso.



Fonte: O autor

Assim como a tensão, o deslocamento máximo resultante durante a impulsão no modelo virtual do pé em *ABS*, *PETG* e *PLA* na região inferior do retro pé também foram comparados conforme Tabela 12.

Tabela 12: Deslocamento máximo no modelo na impulsão em *ABS*, *PETG* e *PLA*

DESLOCAMENTO (mm)		
<i>ABS</i>	<i>PETG</i>	<i>PLA</i>
1,4572	1,1581	1,6492

Fonte: O autor

4.3. Resultados do Estudo comparativo para custo direto de fabricação e peso do dispositivo

O peso do pé *SACH* tradicional escaneado foi de 386 gf conforme Figura 85, e o valor atualmente comercializado são R\$269,50 conforme Tabela SUS (SAÚDE, 2008).

Figura 85: Peso do pé *SACH* tradicional



Fonte O autor

A metodologia utilizada para os modelos virtuais do pé *SACH* a ser impresso em 3D foi à definição do volume virtual utilizando o site *Think3D* conforme Figura 86.

Figura 86: Estimativa de volume



Fonte: THINK3D, 2021

O volume estabelecido pelo site foi de 657,93 cm³ para o modelo virtual do pé *SACH*. As densidades padrões dos filamentos de impressão 3D *ABS*, *PET-G* e *PLA* são descritas conforme Tabela 13.

Tabela 13: Densidade *ABS*, *PETG* e *PLA*

Material	Densidade (g/cm ³)
<i>ABS</i>	1,04
<i>PETG</i>	1,27
<i>PLA</i>	1,24

Fonte: 3DFILA, 2021

A multiplicação do volume do modelo virtual do pé *SACH* pela densidade de cada material de impressão 3D forneceu a estimativa de peso do pé para cada material respectivamente conforme Tabela 14.

Tabela 14: Estimativa de peso do pé *SACH* impresso em 3D nos 3 materiais

Modelo	Material	Peso (g)
Pé <i>SACH</i> virtual	<i>ABS</i>	684,25
	<i>PETG</i>	835,57
	<i>PLA</i>	815,83

Fonte: O autor

Conforme orçamentos dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* realizados, o preço médio do quilograma de cada filamento de impressão 3D segue conforme Tabela 15.

Tabela 15: Média do quilograma dos filamentos orçados

Média do quilograma dos filamentos orçados	
Material	Preço (R\$)
<i>ABS</i>	106,57
<i>PETG</i>	125,9
<i>PLA</i>	115,24

Fonte: O autor

A partir da estimativa do peso do modelo virtual do pé para *ABS*, *PETG* e *PLA* e da média orçamentária dos filamentos, o preço de custo para cada pé impresso em 3D em cada material segue conforme Tabela 16.

Tabela 16: Estimativa de preço de custo do modelo virtual do pé por impressão 3D nos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA*

Estimativa de preço do modelo do Pé <i>SACH</i> impresso 3D	
Material	Preço (R\$)
<i>ABS</i>	72,92
<i>PETG</i>	105,2
<i>PLA</i>	94,02

Fonte: O autor

4.4. Discussão

A partir dos resultados obtidos através das simulações de elementos finitos da 1ª etapa da fase de apoio da marcha foi avaliado o comportamento dos materiais *ABS*,

PETG e *PLA* no modelo virtual do pé em um sistema composto por pé, parafuso e haste interligados, sobre uma plataforma fixa na base. Posteriormente à simulação, o pé foi isolado para que somente a tensão e deslocamento causados nele fossem analisados, a partir das forças que foram aplicadas em todo o sistema.

A tensão de *von Mises* máxima registrada manteve um padrão para os três materiais, sempre registrado no ponto de contato do pé com a plataforma que, em todos os ângulos, foram na região inferior do calcanhar. Dos ângulos 105° a 95° as tensões foram diminuindo, porém no ângulo de 90° para os três materiais houve uma queda mais visível nos valores de tensão. Nessa simulação à 90° a força aplicada estava completamente na vertical e a área de contato do modelo virtual do pé aumentou passando a tocar a plataforma pelo calcanhar e pela região inferior equivalente aos metatarsos e falanges.

No ângulo de 85°, as localizações de maior tensão voltaram a subir para os três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*), pois a área de contato havia diminuído, já que o calcanhar não tocava mais ao solo.

Entre os ângulos de 85° a 70°, as tensões subiram para os três materiais. O modelo virtual em *PLA* registrou toda sua curva com os registros mais altos. Já o modelo virtual em *PETG* registrou sua curva com os registros mais baixos. Entre esses dois, o *ABS* manteve sua linha seguindo de forma parecida com os outros dois materiais.

O material *ABS*, dos três, é o com densidade menor. Apesar disso, os registros das tensões para ele, foram intermediários entre os outros dois materiais. O material *PETG* possui a maior densidade entre os três materiais e obteve os valores mais baixos no decorrer das simulações. Isso acontece devido a maior elasticidade desse material em relação aos outros dois. Já o *PLA*, com densidade intermediária, alcançou as maiores tensões no comparativo com os outros materiais. Isso se deve a maior dureza desse material.

Ainda em relação à tensão, é importante observar que em todas as simulações foram registrados pontos de tensão comum em todas as 8 subfases da fase de apoio para todos os três materiais na região superior do pé no contato entre haste, pé e parafuso. A tensão atuante nessa região não foi a máxima atuante na análise

para as simulações. Vale ressaltar que é uma região de contato com outros componentes como parafuso, haste e que em pés com a base de madeira como o pé *SACH* tradicional, é comum ocorrer desgaste nessa região e até mesmo quebra de parafuso.

A partir dos resultados obtidos através das simulações da 2ª etapa da fase de impulsão podemos observar que os valores de tensão de *von Mises* máxima para os três materiais variou entre 64,39 MPa para o *ABS*, 48,77 MPa para o *PETG* e 72,23 MPa para o *PLA*. Os três materiais não se comportaram de maneiras parecidas em termos de resultados. Pode-se observar que o *PETG* se comporta de forma diferente, devido à sua maior elasticidade, tendo o pico de tensão e deslocamento menor dos três. Vale a pena ressaltar que o *PETG* registrou a menor tensão nessa etapa importante de impulsão apesar da maior densidade. Já o *PLA*, com densidade intermediária entre os três, alcançou maior valor de tensão.

Em estudos comparativos de ensaios de compressão, por exemplo, onde são aplicadas forças em corpos de provas (*ABS*, *PETG* e *PLA*) para observar o comportamento plástico e elástico, com diferentes porcentagens de preenchimento de impressão, percebemos que os valores alcançados para falha nos corpos de prova dos três materiais, são bem altos conforme Tabela 17 (ABBOT *et al.*, 2019; BHANDARI; LOPEZ-ANIDO, 2018). Isso nos mostra que o modelo virtual do pé em *ABS*, *PETG* e *PLA*, analisados no presente trabalho, não alcançaram valores para ruptura, sendo assim, todos se mostram viáveis para o objetivo proposto.

Tabela 17: Valores de falhas para *ABS*, *PETG* e *PLA* em testes de compressão

Material	Preenchimento de impressão	Forma e Dimensão	Direção da força	Sentido do corpo de prova	Força (N) Falha
<i>ABS</i>	15%	Cubo 60 mm	Vertical	Vertical	8010
<i>ABS</i>	50%	Cubo 50 mm	Vertical	Horizontal	12200
<i>PETG</i>	25%	Cubo 25 mm	Vertical	Vertical	-
<i>PETG</i>	25%	Cubo 25 mm	Vertical	Horizontal	4630
<i>PETG</i>	50%	Cubo 25 mm	Vertical	Vertical	-
<i>PETG</i>	50%	Cubo 25 mm	Vertical	Horizontal	6400
<i>PLA</i>	25%	Cubo 25 mm	Vertical	Vertical	7420
<i>PLA</i>	25%	Cubo 25 mm	Vertical	Horizontal	11440

PLA	50%	Cubo 25 mm	Vertical	Horizontal	16090
PLA	50%	Cubo 25 mm	Vertical	Vertical	10220

Fonte: Adaptado de ABBOT *et al.*, 2019

Em relação ao peso do pé *SACH* tradicional e as estimativas de pesos para os pés em impressão 3D registraram que os três modelos em impressão 3D obtiveram maior peso em comparação com o pé *SACH* tradicional. A estimativa que teve um peso menor foi para o *ABS* com 684,25 gf devido a sua menor densidade. Os pesos de 835,57 gf para *PETG* e 815,83 gf para *PLA* foram estimados em valores ligeiramente superiores ao dobro do peso do pé *SACH* tradicional de 386 gf.

Independente dos pesos não terem chegado a valores próximos do pé *SACH* tradicional, isso não impede de serem fabricados e possíveis de se utilizar visto que os outros modelos de pé do SUS possuem peso superior ao do pé *SACH*. Pé de adaptação dinâmica pesa 413 gf e pé articulado pesa 669 gf conforme Figura 87. Uma solução viável para reduzir o peso dos modelos impressos nos três materiais, visto que se necessário, seria fazer um estudo sobre otimização de superfície com redução de material utilizado e conseqüente redução de peso e custo verificando as regiões que sofrem menos ou pouca carga para retirada de material ou diminuição de preenchimento de impressão nessas áreas.

Figura 87: Pesos pés SUS: (a) pé *SACH*, (b) pé de adaptação dinâmica e (c) pé articulado



Fonte: O autor

Em relação aos preços não foram comparados preços de custo da fabricação do pé *SACH* por impressão 3D com o preço de custo da fabricação do pé *SACH* tradicional

por não conseguir acesso ao preço de custo do pé *SACH* tradicional nas empresas fabricantes.

O estudo de preço foi a partir do preço do quilograma do filamento e do material gasto na impressão. Os três pesos estimados para o modelo do pé impresso ficaram no preço de custo de material por menos da metade do preço praticado pelo SUS atualmente (SAÚDE, 2008). Esses valores foram calculados a partir do preço de compra de filamento de impressão 3D que pode ficar mais baixo conforme quantidade comprada e pela grande oferta existente atualmente nesse mercado.

5. CONCLUSÃO

O presente trabalho analisou a viabilidade de fabricação de um pé por impressão 3D, escaneado a partir do modelo de pé *SACH* tradicional. Diante disso, faz-se necessário um estudo que permita o desenvolvimento de um pé *SACH*, fabricado por impressão 3D, sob medida, com as vantagens de ser de baixo custo, personalizado considerando os aspectos biomecânicos e de permitir um descarte ecológico e a sua customização.

Foram realizadas simulações de elementos finitos para avaliar a tensão de *von Mises* e o deslocamento em três materiais de impressão 3D diferentes: *ABS*, *PETG* e *PLA*, em duas etapas distintas. A 1ª foi realizada para ver o comportamento do modelo virtual do pé em uma situação de marcha na fase de apoio dividido em 8 subfases para cada material gerando um total de 24 simulações. A 2ª etapa foi realizada para ver o comportamento do pé na fase de impulsão gerando três simulações, uma para cada material. Os resultados das simulações da 1ª etapa mostraram que os três materiais se comportam de forma parecida, mantendo suas linhas de valores de tensão alcançados de forma similar no comparativo dos três materiais.

O material *PETG*, dos três, obteve valores mais baixos em todas as simulações. Isso indica que ele tem grande potencial de ser o melhor entre os três para a fabricação do modelo virtual do pé *SACH* por impressão 3D.

Todos os três materiais (*ABS*, *PETG* e *PLA*), alcançaram valores abaixo dos valores de testes de resistência dos materiais do tipo compressão, ao qual sofrem deformação plástica e deformação permanente. Testes de ensaios de compressão na literatura, em relação a ensaios de materiais de impressão 3D, possuem resultados diferentes, pois a análise e os valores alcançados dependem de inúmeros fatores como os eixos (x, y, z) de análise e suas variações de impressão e da porcentagem de preenchimento interno do modelo virtual para impressão (ABBOT *et al.*, 2019; BHANDARI; LOPEZ-ANIDO, 2018).

O estudo de viabilidade de custo mostrou-se satisfatório em relação aos preços de custo de fabricação do modelo impresso do pé. Podem ser feitos outros estudos complementares para otimizar esse modelo de forma que ele possa ficar mais leve e continuar com a mesma resistência que o modelo analisado.

Entre as vantagens do uso da impressão 3D é que esse tipo de tecnologia, principalmente a tecnologia *FDM*, tem ficado cada vez mais acessível, tanto para empresas quanto em instalações residenciais para projetos pessoais. Quanto mais fácil o acesso, mais barato fica.

Outra vantagem do estudo realizado é a sua aplicabilidade, com possibilidade de disponibilizar a tecnologia para pessoas de baixa renda que tem no SUS sua única alternativa de acesso a serviços de saúde, apesar do tempo de espera por atendimento, prazos longos para agendamentos e demora na entrega das próteses por exemplo.

Implantar o projeto seria interessante também na parte estética, pois o pé *SACH* praticado pelo SUS vem nas cores básicas imitando os tons de pele. As opções de escolhas são poucas e nem sempre chegam perto do tom de pele do usuário. Trazer cores novas, com brilho, metalizadas, fluorescentes ou cores que fogem completamente do padrão de tons de pele também é uma alternativa para problemas como maior aceitação da perda do membro, melhor lidar com a sociedade, como poder combinar o pé com o seu estilo.

A necessidade de ser “VERDE” também é algo que não podemos descartar. Existem filamentos no mercado que são biodegradáveis e ecologicamente corretos.

Dessa forma, tornar esse projeto viável, poder colocá-lo em prática e realizar testes reais seria o começo para uma possibilidade de novos projetos.

6. TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou resultados sobre a viabilidade de fabricação de um pé por impressão 3D com desempenho dos materiais *ABS*, *PETG* e *PLA* em dois tipos de testes de simulação de elementos finitos para avaliação de tensão e deslocamento, aplicados e com resultados com valores de tensão diferentes, mas complementares entre si. Também foram avaliados comparativos entre peso e custo do modelo virtual com o modelo tradicional do pé *SACH*. Com isso, são indicados os seguintes projetos futuros:

- Realizar estudos mais aprofundados sobre as propriedades mecânicas dos materiais *ABS*, *PETG* e *ABS*;
- Realizar estudos sobre otimização de modelos virtuais para impressão, em relação à redução de volume e quantidade de material, sem perda das propriedades mecânicas do objeto de estudo (ZHENG *et al.*, 2021);
- Realizar estudos sobre a simulação do modelo proposto com partes diferentes em cada material podendo juntar em um só modelo o melhor do resultado de cada material em cada parte da análise de acordo com a demanda;
- Fazer uma pesquisa de mercado sobre aceitação de produto com clientes que utilizam o pé *SACH* tradicional;
- Verificar possibilidade de aplicação do projeto nas Oficinas Ortopédicas credenciadas ao SUS e trazer essa tecnologia para a realidade das pessoas de forma mais presente;
- Acompanhar os diversos estudos sobre aceitação da amputação e sobre como o indivíduo amputado se posiciona em relação à sociedade;
- Realizar estudos sobre a necessidade global do “VERDE” e sobre os materiais biodegradáveis e ecologicamente corretos e suas aplicações para esse projeto e em outros projetos de impressão 3D;
- Colocar em prática o projeto e a partir disso realizar novos projetos, com outros modelos de pés para todos os tipos de demandas.

REFERÊNCIAS

3DFILA. *Quantos metros de filamento tem em um carretel para impressora 3D?* Disponível em: <<https://3dfila.com.br/quantos-metros-de-filamento-tem-em-um-carretel/>>.

3DLAB. *Quais são os recursos do Meshmixer para as impressões 3D?* Disponível em: <<https://3dlab.com.br/recursos-do-meshmixer/>>. Acesso em: 30 set. 2021.

ABBAS, Hamza *et al.* The effect of prosthetic foot type on spatio-temporal parameters of unilateral below-knee amputees: A case study. *Proceedings - 2020 International Conference on Assistive and Rehabilitation Technologies, iCareTech 2020*, p. 51–56, 2020.

ABBOT, D. W. *et al.* Finite element analysis of 3D printed model via compression tests. *Procedia Manufacturing*, v. 35, n. Smpm, p. 164–173, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.06.001>>.

ABRANTES, Bianca Ferreira De. *DESIGN DE PRÓTESE DE PODODÁCTILO: A PERSONALIZAÇÃO COMO FERRAMENTA PARA AUTOAFIRMAÇÃO*. 2019. 75 f. UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA CENTRO DE CIÊNCIAS APLICADAS E EDUCAÇÃO, 2019.

AL-SHAMSI, Alyazia Hamad *et al.* Assessing Commercial 3D Scanners to Reproduce Structural Elements. *2019 Advances in Science and Engineering Technology International Conferences, ASET 2019*, 2019.

AMARAL, Daniela Salgado *et al.* TECNOLOGIA ASSISTIVA EM 3D PARA PESSOAS COM DÉFICIT DE FUNÇÃO MANUAL POR DOENÇA DE PARKINSON _____ . *Revisbrato*, p. 28–29, 2017.

ANDERSON, Bradley W.; BORDONI, Bruno. Anatomy, Appendicular Skeleton. *StatPearls*, p. 1–7, 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30571018>>.

AUTODESK, Sense 3D Scanner. 3D Scanner SENSE. *datasheet*. [S.l: s.n.], 2013. p. 11.

BACHE, A. G. Prothotology: The science of prosthetics and orthotics. *Kybernetes*, v. 37, n. 2, p. 282–296, 2008.

BALARAMAKRISHNAN, Thirunindravur Mannan; NATARAJAN, Sundararajan; SRINIVASAN, Sujatha. Roll-over shape of a prosthetic foot: a finite element evaluation and experimental validation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 58, n. 10, p. 2259–2270, 2020.

BAROCIO, Eduardo *et al.* Comparison via roll-over shape of the kinematic performance of two low-cost foot prostheses. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, p. 1028–1032, 2014.

BHANDARI, Sunil; LOPEZ-ANIDO, Roberto. Finite element analysis of thermoplastic polymer extrusion 3D printed material for mechanical property prediction. *Additive Manufacturing*, v. 22, n. January 2017, p. 187–196, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.05.009>>.

BINEDELL, Trevor; MENG, Eugene; SUBBURAJ, Karupppasamy. Design and development of a novel 3D-printed non-metallic self-locking prosthetic arm for a forequarter amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 2020.

BOURNIAS-VAROTSIS, Alkaïos; SCHÖFFER, Filemon. 3D Printing Trends Q1 2019. *3D Hubs*, p. 22, 2019. Disponível em: <<https://f.3dhubs.com/tpeFNMnNBD83pKJYnSHpne.pdf>>.

BROCKETT, Claire L; CHAPMAN, Graham J. *Biomechanics of the ankle _ Enhanced Reader.pdf*. . [S.l.]: Elsevier. , 2016

CAMPOS, Danilo Corrêa *et al.* Impressora 3D na Área da Saúde. *Revista Coluna Fisioterápica*, v. 1, n. 625, p. 2015, 2015. Disponível em: <<http://revista.unilus.edu.br/index.php/ruep/article/view/546/u2016v13n30e546>>.

CARVALHO, J. A. Amputações de membros inferiores em busca da plena reabilitação. 2ª. Barueri: Manole, 2003.

CHIODO, Christopher P. Understanding the Anatomy and Biomechanics of Ankle Tendons. *Foot and Ankle Clinics*, v. 22, n. 4, p. 657–664, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.fcl.2017.07.001>>.

COUTINHO, Eliane *et al.* Entorse de tornozelo por inversão grau I e II e o uso da bandagem elástica funcional na reabilitação fisioterapêutica. p. 2–13, 2016.

CREEM, Comissão Organizadora do XXV. CONGRESSO NACIONAL DE ESTUDANTES DE ENGENHARIA MECÂNICA. 2018, Brasília: Centro Universitário do Distrito Federal - UDF, 2018. p. 405.

CUELLAR, Juan Sebastian *et al.* Functional evaluation of a non-assembly 3D-printed hand prosthesis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 233, n. 11, p. 1122–1131, 2019.

DE SOUZA LOURENÇO GIL, Felipe. Análise da Qualidade de Malha de Elementos Finitos e Validação de Situação de Caso Real de Viga Biapoçada. 2015. Disponível em: <http://repositorio.roca.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/7537/1/PG_DAMEC_2015_1_05.pdf>.

DOCTORLIB. *Atlas of Anatomy 26 Ankle & Foot Observability & Beyond*. Disponível em: <<https://doctorlib.info/medical/anatomy/28.html>>. Acesso em: 3 mar. 2021.

ESTÊVÃO, Ricardo Jorge Oliveira. Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial Endoesquelética. p. 1–93, 2009.

FRITZEN, Leonardo Fernandes dos Santos. *ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE AMPUTADOS TRANSTIBIAIS COM DIFERENTES TIPOS DE PÉS PROTÉTICOS*. 2012. 90 f. Universidade do Vale do Paraíba, 2012.

FU, Eliana *et al.* A variety of topics will be covered in this week’s webinar and virtual event roundup, including additive manufacturing in aerospace, CAMWorks, product management, post-processing, and more. Read on to learn more about, and register for, these online oppor. *Women in 3D Printing (Wi3DP) “Additive Manufacturing for Aerospace”*, p. 1–31, 2020. Disponível em: <<https://live.remco.co/e/wi3dp-virtual-panel-series-aeros/register>>.

GEBHARDT, Andreas *et al.* Basics of 3D Printing Technology. *3D Printing*, p. 1–32, 2018.

GOLDBERG, D. History of 3D Printing, Autodesk, 2014. Disponível em: <<https://lineshapespace.com/history-of-3d-printing/>> Acesso em: 25 de Mar. 2021.

GUILHERME, José. *Análise de Tensões*. Disponível em: <<https://ensus.com.br/analise-de-tensoes/>>. Acesso em: 6 jun. 2021.

HANDFORD, Matthew L.; SRINIVASAN, Manoj. Energy-optimal human walking with feedback-controlled robotic prostheses: A computational study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 26, n. 9, p. 1773–1782, 2018.

HANSEN, A. H.; CHILDRESS, D. S.; KNOX, E. H. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 24, n. 3, p. 205–215, 2000.

HANSEN, Andrew H.; SAM, Michel; CHILDRESS, Dudley S. The effective foot length ratio: A potential tool for characterization and evaluation of prosthetic feet. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 16, n. 2, p. 41–45, 2004.

HULL, Charles W. *Winner of the European Inventor Award 2014 in the category Non-European countries*. . [S.l: s.n.]. , 2017

IBGE. *Pesquisa Nacional de Saúde 2013 - Ciclos de vida Brasil e grandes regiões*. [S.l: s.n.], 2013. v. 2.

IBGE; CENSO. Características Gerais da População, Religião e Pessoas Com Deficiência - Censo Demográfico 2010. *Censo Demográfico 2010*, p. 1–215, 2010. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religio_deficiencia.pdf>.

IBGE; PNS. *PNS 2013: Em dois anos, mais da metade dos nascimentos ocorreram por cesariana*. Disponível em: <<https://censo2010.ibge.gov.br/noticias-censo.html?busca=1&id=1&idnoticia=2965&t=pns-2013-dois-anos-mais-metade-nascimentos-ocorreram-cesariana&view=noticia>>.

IBGE; SIDRA. *Censo Demográfico 2010 - Tabela 3425 - População residente por tipo de deficiência, segundo a situação do domicílio, o sexo e os grupos de idade - Amostra - Características Gerais da População*. Disponível em: <<https://sidra.ibge.gov.br/tabela/3425#resultado>>.

JIA, Xiaohong; ZHANG, Ming; LEE, Winson C.C. Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb - Dynamic effects. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, p. 1371–1377, 2004.

JIA, Yu *et al.* A numerical feasibility study of kinetic energy harvesting from lower limb prosthetics. *Energies*, v. 12, n. 20, p. 1–17, 2019.

JUNG, Jaeho; YOON, Kyungho; LEE, Phill Seung. Deep learned finite elements. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, v. 372, p. 113401, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.cma.2020.113401>>.

JUNQUEIRA, Diego Morais *et al.* Design Optimization and Development of Tubular Isogrid Composites Tubes for Lower Limb Prosthesis. *Applied Composite Materials*, v. 26, n. 1, p. 273–297, 2019.

KALENDER, Murathan *et al.* Additive manufacturing and 3D printer technology in aerospace industry. *Proceedings of 9th International Conference on Recent Advances in Space Technologies, RAST 2019*, n. May 2020, p. 689–695, 2019.

KELLY, Luke A. *et al.* Intrinsic foot muscles contribute to elastic energy storage and return in the human foot. *Journal of Applied Physiology*, v. 126, n. 1, p. 231–238, 2019.

KESSLER MAHL, Rodrigo. *ANÁLISE ESTRUTURAL DE RESERVATÓRIO CIRCULARE DO TIPO INTZE POR MEIO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS*. 2019. 96 f. UNISC, 2019.

KOZIOR, Tomasz; KUNDERA, Czesław. Evaluation of the Influence of Parameters of FDM Technology on the Selected Mechanical Properties of Models. *Procedia Engineering*, v. 192, p. 463–468, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2017.06.080>>.

LAMEIRA, Ricardo Miguel Rodrigues. *Modelização e Simulação Computacional do Mecanismo de Entorse Lateral do Tornozelo*. 2017. 118 f. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2017. Disponível em: <<https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/102787/2/182462.pdf>>.

LAREAU, Craig R; BARITEAU, Jason T.; DIGIOVANNI, Christopher W. *Musculoskeletal Key Fastest Musculoskeletal Insight Engine*. Disponível em: <<https://musculoskeletalkey.com/foot-and-ankle-11/>>. Acesso em: 3 mar. 2021.

LEE, Winson C.C.; ZHANG, Ming. Design of monolimb using finite element modelling and statistics-based Taguchi method. *Clinical Biomechanics*, v. 20, n. 7, p. 759–766, 2005.

LOPEZ-AVINA, Gabriel I.; BAROCIO, Eduardo; HUEGEL, Joel C. Pseudo fatigue test of passive energy-returning prosthetic foot. *GHTC 2017 - IEEE Global Humanitarian Technology Conference, Proceedings*, v. 2017- Janua, p. 1–7, 2017.

MAGALHÃES DE SOUZA, Remo. *O Método dos Elementos Finitos Aplicado ao Problema de Condução de Calor*. Ufpabr. Bélem: [s.n.], 2003.

MANNAN BALARAMAKRISHNAN, Thirunindravur; NATARAJAN, Sundararajan; SUJATHA, S. Design of a biomimetic sach foot: An experimentally verified finite element approach. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, v. 45, p. 22–30, 2020.

MARQUES, Sara. *Fabrico , alinhamento e avaliação de marcha com próteses e ortóteses de membros inferiores*. 2013.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de atenção às pessoas submetidas a amputação* Ministério da Saúde. [S.l: s.n.], 2013. Disponível em: <www.saude.gov.br>.

MITCHELL, A. R. AN INTRODUCTION TO THE MATHEMATICS OF THE FINITE ELEMENT METHOD. In: WHITEMAN, J (Org.). . *The mathematics of finite elements and Applications: Proceedings of the Brunel University Conference of the Institute of Mathematics and Its Applications Held in April 1972*. 1st Editio ed. [S.l.]: Academic Press, 2014. p. 534.

MONALDO, Elisabetta; MARFIA, Sonia. Multiscale technique for the analysis of 3D-printed materials. *International Journal of Solids and Structures*, p. 111173, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2021.111173>>.

MONK, A. P. *et al*. Biomechanics of the lower limb. *Surgery (United Kingdom)*, v. 34, n. 9, p. 427–435, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mpsur.2016.06.007>>.

MORALES-ORCAJO, Enrique; BAYOD, Javier; BARBOSA DE LAS CASAS, Estevam. Computational Foot Modeling: Scope and Applications. *Archives of Computational Methods in Engineering*, v. 23, n. 3, p. 389–416, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s11831-015-9146-z>>.

MURIEL, Jorge Barrios *et al*. Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: A technology review. *Materials*, v. 13, n. 2, 2020.

MURPHY, Sean V.; ATALA, Anthony. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, v. 32, n. 8, p. 773–785, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/nbt.2958>>.

MWEMA, F. M.; AKINLABI, E. T.; FATOBA, O. S. Visual assessment of 3D printed elements: A practical quality assessment for home-made FDM products. *Materials Today: Proceedings*, v. 26, p. 1520–1525, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.02.313>>.

NAGEL, James R. Introduction to the Finite Element Method Elements and Shape Functions in 1D Element Energy. v. 1, n. 1, p. 1–5, 2012.

NAZIR, Aamer *et al.* A state-of-the-art review on types, design, optimization, and additive manufacturing of cellular structures. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, v. 104, n. 9–12, p. 3489–3510, 2019.

NETO, Ivan dos Santos Gadelha; MEJIA, Dayana Priscila Maia. Estudo da correlação entre pisada pronada e as lesões em corredores recreacionais. *Portalbiocursos.Com.Br*, p. 1–7, [S.d.]. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/membro-inferior/ossos-do-pe/>>.

NEUMANN, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*. [S.l.: s.n.], 2002. v. 1.

ORCAJO, Enrique Morales. *COMPUTACIONAL FOOT MODELING FOR CLINICAL ASSESSMENT*. 2015. 264 f. University of Zaragoza & Federal University of Minas Gerais, 2015.

ORTEC. *ORTEC Ortopedia Técnica: Pé Articulado para Prótese Transfemoral e Transtibial*. Disponível em: <<https://www.ortecortopedia.com/pe-articulado-para-protese-transfemoral-e-transtibial>>. Acesso em: 3 mar. 2021.

OTTOBOCK, Polior. *Polior Orthopedic Products Grupo OTTOBOCK - Pé articulado com dedos fechados*. Disponível em: <https://polior.com.br/?s=sach&post_type=product&lang=pt>.

OTTOBOCK, Polior. *Polior Orthopedic Products Grupo OTTOBOCK - Pé dinâmico em poliuretano com dedos abertos e núcleo de madeira*. Disponível em: <<https://polior.com.br/produto/pe-dinamico-em-poliuretano-com-dedos-abertos-e-nucleo-de-madeira/>>. Acesso em: 3 mar. 2021b.

PARR, J. V.V. *et al.* Visual attention, EEG alpha power and T7-Fz connectivity are implicated in prosthetic hand control and can be optimized through gaze training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 16, n. 1, p. 1–20, 2019.

PEARSON, Aaron. *A look at how the industry began..pdf*. . [S.l.: s.n.], 2021

PENG, Xirui *et al.* Integrating digital light processing with direct ink writing for hybrid 3D printing of functional structures and devices. *Additive Manufacturing*, v. 40, n. November 2020, p. 101911, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.101911>>.

PEREIRA, Débora Cláudia Simões. *Desenvolvimento de um protótipo para aplicação em doentes com amputação da perna*. 2014. 91 f. Universidade do Minho, 2014.

PITÁGORA, Heliane Celestino; ARAÚJO, Kim de Vasconcelos. CICLO DE VIDA DE PATENTES: UMA ANÁLISE DO CENÁRIO GLOBAL DA MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE 2009 E 2014. p. 64–73, 2018.

PORTO, Thomás Monteiro Sobrino. Estudo dos Avanços da Tecnologia de Impressão 3D e da sua Aplicação na Construção Civil. *Ufrj*, p. 80, 2016. Disponível em: <<http://monografias.poli.ufrj.br/monografias/monopoli10019793.pdf>>.

PRAKASH, Minesh *et al.* Rib Cage Stabilisation With 3D-Printed Polyethylene Sternal Prosthesis Post-Sternotomy Mediastinitis. *Heart Lung and Circulation*, v. 29, n. 10, p. 1561–1565, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.hlc.2020.01.005>>.

RAULINO, Bruno Ribeiro. Manufatura Aditiva : Desenvolvimento de uma Máquina de Prototipagem Rápida Baseada na Tecnologia FDM (Modelagem por Fusão e Deposição). *Faculdade de Tecnologia Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação*, v. 1, p. 105, 2011.

REGINA, Paula; FABRÍCIO, Giroto; GIROTTO, Paula Regina. Dynamic response assessment prosthetic feet through inertial sensor - a case study. 2017.

ROCHLITZ, Bence; PAMMER, David; KISS, Rita. Functionality and load-bearing analysis of 3D-printed prosthetic feet. *Materials Today: Proceedings*, v. 5, n. 13, p. 26566–26571, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2018.08.117>>.

SANSONI, S; WODEHOUSE, A; BUIS, A. THE AESTHETICS OF PROSTHETIC DESIGN : FROM THEORY TO PRACTICE 2 . Aesthetics of Prosthetic Devices : a new concern. *Proceedings of the 13th International Design Conference DESIGN 2014*, p. 975–984, 2014.

SAÚDE, Ministério Da. *PORTARIA Nº 2.297, DE 10 DE OUTUBRO DE 2008*. . Brasília: [s.n.], 2008. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2008/prt2297_10_10_2008.html#:~:text=Altera os valores de remuneraçã,do Sistema Único de Saúde.>>.

SCHLAFLY, Millicent; REED, Kyle B. Novel passive ankle-foot prosthesis mimics able-bodied ankle angles and ground reaction forces. *Clinical Biomechanics*, v. 72, n. August 2018, p. 202–210, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.016>>.

SCHUCH, C. Michael; PRITHAM, Charles H. *International standards organization terminology: Application to prosthetics and orthotics*. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. [S.l: s.n.]. , 1994

SENRA, Hugo *et al.* Beyond the body image: A qualitative study on how adults experience lower limb amputation. *Clinical Rehabilitation*, v. 26, n. 2, p. 180–191, 2012.

SILVA, Vaneska de Fátima Amorim; ALVES, Flávia Regina Ferreira; FORESTI, Bruno Bonfim. Análise comparativa do pé Solid Ankle-Cushion Heel e pé articulado em indivíduo com amputação transfemoral unilateral: estudo de caso. *Journal of Chemical Information and Modeling*, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2019.

SNYDER, R. D. *et al.* The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 32, n. 4, p. 309–315, 1995.

SOLIDSCAPE. Solidscape. Disponível em: <https://www.solidscape.com/about/>. Acesso em: 25 Mar. 2021.

Spichler ERS, Spichler D. Prevenção de amputação de membros inferiores em diabetes. In: I Assembléia Cirúrgica, 1984, São Paulo: Universidade São Paulo; 1984. p. 135.

STANFIELD, Jennifer. NASA Tests First 3-D Printed Rocket Engine Part Made with Two Different Alloys. *NASA Space Tech*, n. September, p. 1–3, 2017.

STAROS, Anthony. The SACH (Solid-Ankle Cushion-Heel) Foot. *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*, v. June-Augus, p. 23–31, 1957.

STRATASYS. O primeiro carro impresso em 3D com baixo consumo de combustível está de volta ao mapa. Disponível em: <https://www.stratasysdirect.com/industries/transportation/3d-printed-car-fuel-efficient-fdm-urbee-2>. Acesso em: 25 Mar. 2021.

TEIXEIRA, Luci Fuscaldi; OLNEY, Sandra Jean. Anatomia funcional e biomecânica das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társica. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 4, n. 2, p. 50–65, 1997.

THINK3D. *Think3D Get Price Estimate For Your 3D Model*. Disponível em: <https://www.think3d.in/landing-pages/3d-model-price-calculator/>. Acesso em: 12 jan. 2020.

Tooms RE. General principles of amputation. In: Campbell WC. *Campbell's operative orthopaedics*. 7 ed. New York: Mosby; 1987. p.180-7.

TURCOT, Katia *et al.* Comparison of the International Committee of the Red Cross foot with the solid ankle cushion heel foot during gait: A randomized double-blind study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 94, n. 8, p. 1490–1497, 2013.

UK, The; MARKET, Printing Filament. *The UK 3D Printing Filament Market in 2021*. Disponível em: https://www.filamentive.com/the-uk-3d-printing-filament-market/?utm_source=rss&utm_medium=rss&utm_campaign=the-uk-3d-printing-filament-market. Acesso em: 3 mar. 2021.

VIANNA, DL; GREVE, JMD. Relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação do solo. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 10, n. 3, p. 339–345, 2006.

VILICIC, F. A Nova Revolução Industrial. *VEJA*, São Paulo. Ano 45. Nº 52. p. 240-247, 2021.

WINDRICH, Michael *et al.* Active lower limb prosthetics: A systematic review of design issues and solutions. *BioMedical Engineering Online*, v. 15, n. Suppl 3, 2016.

ZHENG, A. Z. *et al.* Voronoi diagram and Monte-Carlo simulation based finite element optimization for cost-effective 3D printing. *Journal of Computational Science*, v. 50, n. September 2020, p. 101301, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jocs.2021.101301>>.