

PROJETO E OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESE TRANSTIBIAL POLIMÉRICA DE BAIXO CUSTO UTILIZANDO IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL¹

DESIGN AND OPTIMIZATION OF LOW-COST POLYMER TRANSTIBIAL PROSTHESIS USING THREE-DIMENSIONAL PRINTING

Georgio Enrico Tirloni² e Felipe Ferreira Luz³

RESUMO

O objetivo neste trabalho foi a confecção de próteses transtibiais, utilizando o processo de impressão tridimensional, fazendo uso de materiais poliméricos de baixo custo, com o intuito de proporcionar para crianças, um acesso mais fácil ao projeto e a possibilidade de imprimir uma nova prótese de acordo com suas necessidades. Para isso foram realizadas simulações numéricas a fim de definir o melhor material e geometria da peça, realizando ensaios mecânicos com o intuito de validar a simulação e também comprovar a eficiência do equipamento protético. Conclui-se que a comparação entre o ensaio mecânico e as simulações obtiveram resultados satisfatórios, com erro inferior a 6%, demonstrando a eficiência do método utilizado.

Palavras-chave: equipamento protético, impressão 3D, polímeros, simulação numérica.

ABSTRACT

The aim of the present study was to make transtibial prosthesis using the three-dimensional printing process, making use of low-cost polymeric materials, in order to provide children with easier access to the project and the possibility of printing a new prosthesis according to their needs. Numerical simulations were carried out in order to define the best material and geometry of the piece, performing mechanical tests with the purpose of validating the simulation, and, to verify the efficiency of the prosthetic equipment. It was concluded with the present work that the parallel between the mechanical test and the simulations obtained satisfactory results, with an error of less than 6%, demonstrating the efficiency of the used method.

Keywords: prosthetic equipment, 3D printing, polymers, numerical simulation.

¹ Trabalho Final de Graduação - TFG.

² Acadêmico do curso de Engenharia de Materiais. E-mail: georgio_tirloni@hotmail.com

³ Orientador - Docente do curso de Engenharia de Materiais. E-mail: felipe.ferreira.luz@gmail.com

INTRODUÇÃO

As amputações são causadas por diversos motivos, ocasionando incapacidade física. Para a maior probabilidade de recuperação plena da marcha, a adoção da prótese deve ser feita o mais cedo possível, principalmente em crianças, nas quais, devido ao seu crescimento natural, recomenda-se trocar a prótese para uma de tamanho adequado a cada seis meses. Porém, próteses possuem um custo elevado, além de um processo burocrático extenso exigido pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Este período acaba sendo muito curto para diversas famílias brasileiras, por isso o mercado carece de uma solução de baixo orçamento e fácil produtibilidade (HERRING, 2016; BELANGERO; LIVANI; ANGELINI et al., 2001). Graças ao avanço tecnológico, já é realidade a adoção de equipamentos que podem facilitar a confecção de próteses, diminuindo o custo e o tempo dedicados para a produção destes dispositivos. Um ótimo exemplo são as impressoras tridimensionais, capazes de confeccionar peças com geometrias complexas, utilizando em seu método mais simples, a deposição de camadas poliméricas (LIPSON; KURMAN, 2013; YAP; RENDA, 2015).

Materiais poliméricos estão presentes em todos os segmentos do cotidiano e essa vasta aplicação pode ser explicada devido às suas excelentes propriedades, relativo baixo custo e facilidade de fabricação. Métodos como extrusão e injeção tornam a fabricação relativamente mais fácil, quando comparadas a outros tipos de materiais. Devido a isso, os materiais poliméricos são mais utilizados para fabricação de componentes com a tecnologia de impressão tridimensional (PADILHA, 1997; CARVALHO, 2003). Entre todas as tecnologias de impressão 3D, a mais usual e acessível é a impressão por Deposição de Material Fundido (FDM), que se utiliza da deposição em camadas de materiais poliméricos para a construção da peça. Entre os materiais mais utilizados na impressão estão o políácido láctico (PLA) e o Acrilonitrila butadieno estireno (ABS), principalmente por possuírem uma baixa temperatura de transição vítrea, o que facilita a sua moldagem (OSEJOS, 2016; ABREU, 2015).

Para o desenvolvimento e impressão das próteses alguns passos devem ser seguidos. O primeiro deles é a elaboração de um desenho tridimensional em um *software* de CAD (*Computer aided design*) tridimensional (3D). Posteriormente, é gerado o arquivo em formato STL (*STereo Lithography*), que descreve a superfície da peça com o máximo de figuras triangulares possível (TAKAGAKI, 2012). Um *software* adequado realiza o processo de fatiamento, indicando o trajeto do bico extrusor. Assim, adicionados os parâmetros desejados, como espessura pretendida em cada camada, preenchimento e área máxima de impressão, é gerado um código numérico de controle que comandará os movimentos da impressora, produzindo a geometria solicitada (TAKAGAKI, 2012). Algumas dificuldades podem ser apontadas na utilização dessa tecnologia para a fabricação de dispositivos que exijam uma resistência mecânica, como é o caso de próteses. Entre os principais obstáculos enfrentados neste trabalho estão as limitações dimensionais ocasionadas pela impressora de FDM disponível e também a dificuldade de realizar simulações totalmente precisas devido a presença de vazios no interior da peça (OSEJOS, 2016).

A simulação numérica computacional tem um papel fundamental neste trabalho, pois é através dela que se definirá a melhor geometria para a prótese, buscando uma otimização sem prejudicar a sua resistência mecânica. Isso é possível graças à criação de um ambiente virtual capaz de simular fenômenos físicos, utilizando um sistema de equações diferenciais parciais, aproximados pelo método de elementos finitos (MEF). Isso permite melhorar o sistema como um todo, geometria, material e aplicabilidade (AZEVEDO, 2003; DEVLOO, 2005). Para realizar a simulação computacional utilizando o *software Solidworks*, por exemplo, realiza-se a aplicação de fórmulas integrais com o intuito de encontrar os subdomínios da geometria (Volume *V*), correspondente a um elemento de geometria simples, normalmente representada por triângulos, acarretando na formação da malha necessária para a simulação (AZEVEDO, 2003).

A maioria das próteses presentes no mercado utilizam materiais caros, como titânio e fibras de carbono e famílias de baixa renda não têm a possibilidade de custear próteses que chegam a custar mais de \$5.000 (dólares americanos). Neste cenário, crianças, que devido ao seu desenvolvimento necessitam de próteses novas a cada 6 meses (HUSSAIN, 2011), são ainda mais prejudicadas com este alto investimento. O mercado carece de uma solução confiável de baixo custo e fácil produção de próteses para crianças vítimas de amputação transtibial.

O principal objetivo no presente trabalho é mostrar o potencial da aplicação da impressão tridimensional para a construção de um pé de prótese transtibial (peça de compromisso estrutural) para crianças.

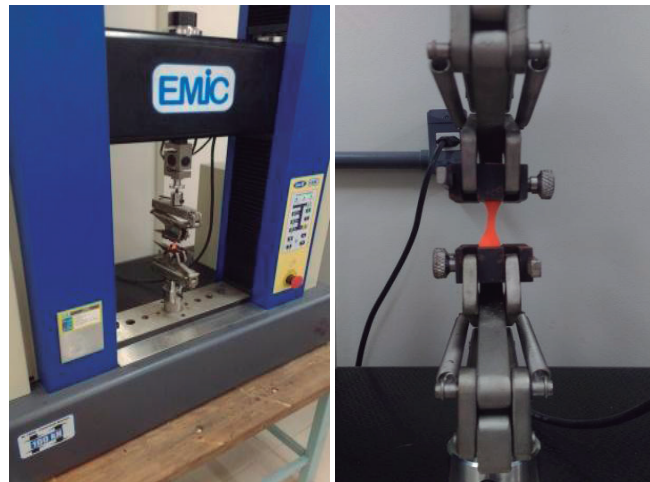
MATERIAL E MÉTODOS

Para a produção da prótese utilizou-se o polímero PLA, adquirido pelo mesmo fornecedor da impressora tridimensional utilizada (Cliever modelo CL1 *Black Edition*). Os parâmetros de impressão foram: (i) preenchimento de 90% (máximo permitido pelo equipamento), (ii) 1 mm de espessura das paredes, o que é irrelevante já que o preenchimento máximo foi aplicado, (iii) altura entre as camadas de 0,1 mm e (iv) ângulo de ativação de suportes de 30°. O processo de confecção das próteses transtibiais iniciou-se com o estudo de geometria, através de simulações numéricas, utilizando o *software Solidworks* versão 2014, buscando referências geométricas de produtos já presentes no mercado. Posteriormente, um ensaio de compressão foi realizado na máquina universal de ensaios Pavitest 100 t. Como já citado, o objetivo é a confecção de próteses para crianças, assim, a carga de serviço utilizada na simulação foi o peso médio de uma criança de 5 anos, aproximadamente 18,5 kg (BOCCOLINI, 2000). Optou-se por utilizar um fator de segurança 3, portanto, todas as simulações foram baseadas em um esforço de 550 N.

CARACTERIZAÇÃO DOS MATERIAIS

Para alimentar o modelo de elementos finitos, as propriedades do material foram obtidas através de ensaios de tração realizados na máquina de ensaios universal Emic DL10000 (Figura 1). Estes ensaios foram realizados conforme norma ASTM D638 (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS, 2003), sendo que 5 corpos de prova do tipo V (Figura 2) foram impressos utilizando os mesmos parâmetros de impressão empregados na impressão final da prótese. As propriedades-alvo foram (i) módulo de elasticidade, (ii) resistência a tração e (iii) deformação na ruptura. As dimensões dos corpos de prova foram definidas com a utilização de um paquímetro e, posteriormente, sua massa foi medida em uma balança volumétrica, a área superficial foi calculada pelo *SolidWorks* e os dados de volume, densidade e área transversal foram obtidos realizando-se cálculos básicos com os valores de massa e dimensão. Com o protótipo funcional já impresso, foi realizado um ensaio de compressão com velocidade de 5 mm/min, utilizando a máquina universal de ensaios Pavitest 100 t na peça inteira, a fim de validar o modelo numérico criado.

Figura 1 - Ensaio de tração na Emic DL10000.



Fonte: construção do autor.

Figura 2 - Corpos de Prova de PLA tipo V.



Fonte: construção do autor.

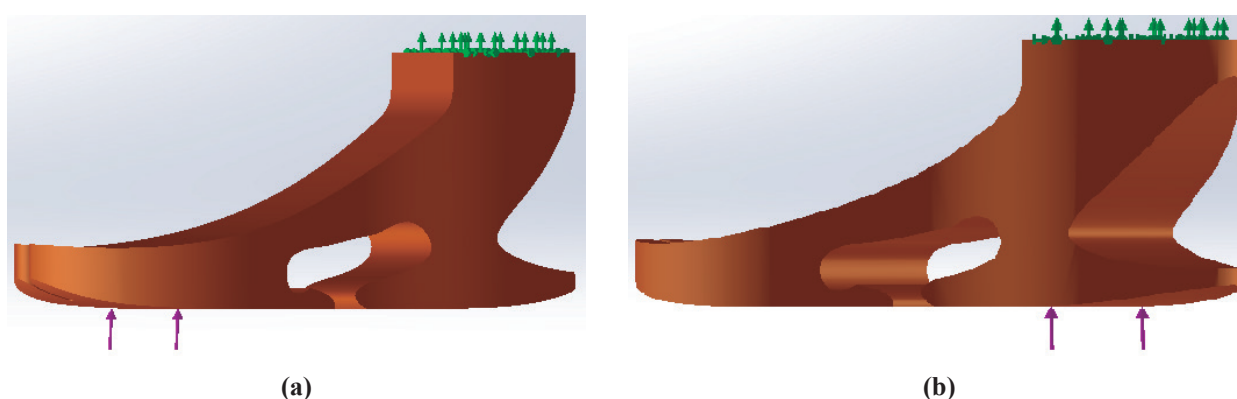
OTIMIZAÇÃO DA PRÓTESE

Para o processo de otimização, duas geometrias foram desenhadas e otimizadas através de simulações computacionais utilizando o *software Solidworks*, chamadas Prótese 1 e Prótese 2. Selecionou-se a melhor para ser impressa e ensaiada, considerando o desempenho quanto à resistência mecânica e custo, a fim de reduzir ao máximo o custo de fabricação da peça sem comprometer suas condições de uso, isto é, resistindo a carga de serviço aplicada de 550 N.

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

As simulações numéricas foram realizadas empregando o módulo *Simulation* do *software Solidworks*. Nele foram definidas as condições de contorno e o tipo de carregamento a ser aplicado na peça, conforme apresenta a figura 3, com as regiões onde foram aplicados os carregamentos e apoios para cada análise.

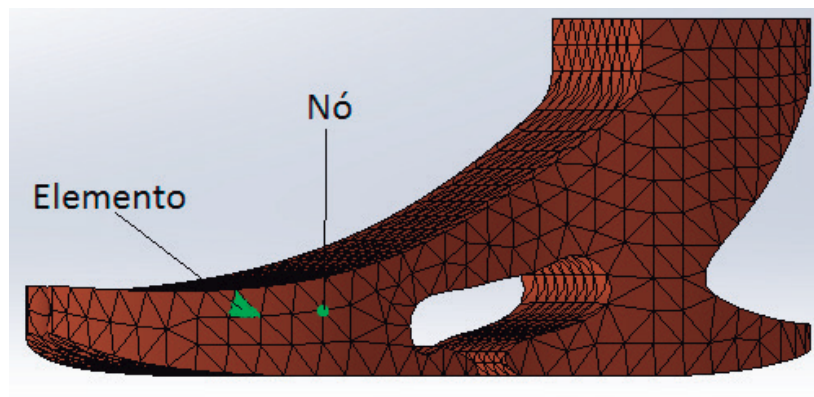
Figura 3 - Força aplicada na região frontal (a) e posterior (b) da prótese.



Fonte: construção do autor.

Observa-se na figura 3a, que a região onde foi aplicada a força para análise (vetores roxos), condiz com a zona do metatarso e dos dedos de um pé. Já a figura 3b demonstra a aplicação na região do calcanhar. Em ambos os casos foi utilizada a mesma face como apoio (vetores verdes), que determina a região da peça que deve ficar fixa. A escolha da região onde foram aplicados os esforços justifica-se com a intenção de simular a marcha de uma pessoa, na qual as zonas que exigem maior esforço são as de entrada e saída do pé no solo. Para a realização das análises, criou-se uma malha tetragonal otimizada pelo *software* nas geometrias propostas, como observa-se na figura 4, indicando ainda os nós e elementos para o caso específico Análise Estática 1. A tabela 1 apresenta as especificações da malha.

Figura 4 - Malha tetraédrica criada pelo software Solidworks.



Fonte: construção do Autor.

Tabela 1 - Especificações da malha criada.

Gerador de malhas usado	Malha padrão
Pontos Jacobianos	4 pontos
Tamanho do elemento	6.17558 mm
Tolerância	0.308779 mm
Qualidade da malha	Alta
Total de nós	13819
Total de elementos	8574
Proporção máxima	9.8787

Fonte: construção do autor.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

PROPRIEDADES DO PLA

As propriedades físicas dos corpos de prova do tipo V (norma ASTM D638) impressos são apresentadas na tabela 2. Os corpos de prova já ensaiados e rompidos podem ser observados na figura 5, onde as rupturas ocorreram dentro da região determinada pela norma empregada.

Tabela 2 - Dados e dimensões do polímero PLA.

CP	A	B	C	D	E
Massa (g)	2,141	2,141	2,131	2,133	2,137
Área Superficial (mm ²)	492,69	492,69	492,69	492,69	492,69
Volume (cm ³)	1,77	1,76	1,78	1,78	1,79
Densidade (g/cm ³)	1,21	1,21	1,19	1,20	1,19
Largura (mm)	3,95	3,86	4,01	4,09	4,06
Espessura (mm)	3,60	3,58	3,62	3,62	3,63
Área Seção Transv. (mm ²)	14,22	13,85	14,56	14,83	14,78

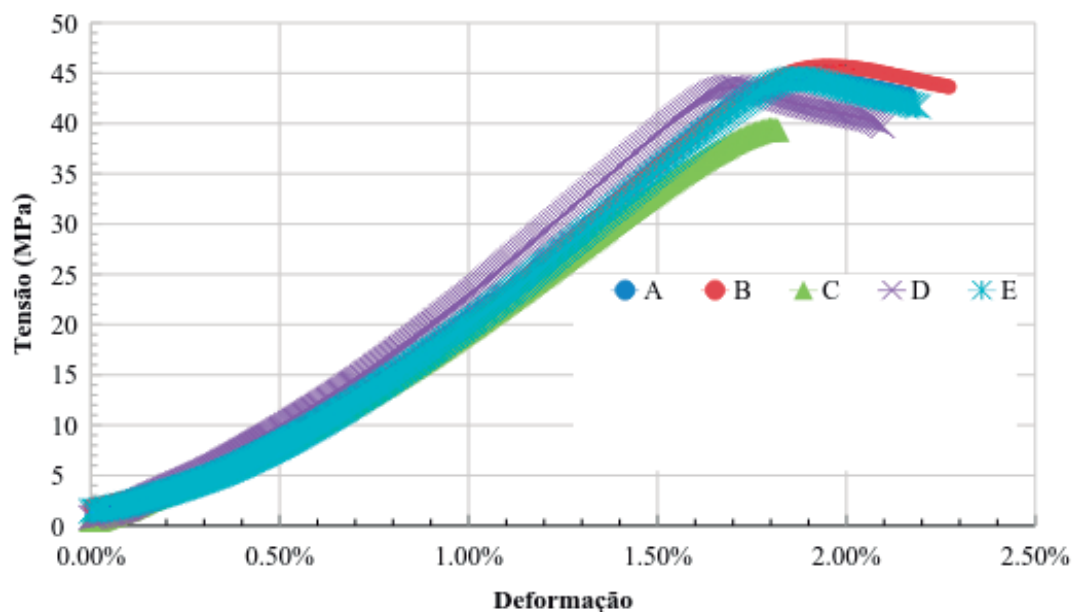
Figura 5 - Corpos de prova do tipo V pós-ensaio de tração.



Fonte: construção do autor.

Com os dados obtidos pelos ensaios de tração, foram geradas as curvas Tensão vs. Deformação (Figura 6) para os 5 corpos de prova ensaiados. A tabela 3 apresenta as propriedades mecânicas do material.

Figura 6 - Gráfico Tensão x Deformação obtido com os ensaios de tração.



Fonte: construção do Autor.

Tabela 3 - Propriedades mecânicas para o polímero PLA impresso.

	A	B	C	D	E	MÉDIA
Módulo de Elasticidade (GPa)	3,09	3,08	2,75	3,18	3,09	3,11±0,3
Tensão de Escoamento (MPa)	44,76	45,68	39,45	43,60	44,46	44,62±5
Deformação na Ruptura (%)	2,28	2,35	1,83	2,11	2,21	2,24±0,5

Fonte: construção do autor.

Os resultados obtidos foram comparados com os valores médios das propriedades retirados do banco de dados de propriedades de materiais (CES EDUPACK, 2009), que podem ser observados na tabela 4. Observa-se que os resultados experimentais para o Módulo de Elasticidade e Tensão de Escoamento apresentam erros inferiores a 20%, o que se justifica pelo processo de fabricação empregado. É intrínseco ao processo de impressão tridimensional por deposição de camadas a presença de pequenos vazios no interior da peça. O elevado erro observado na comparação da Deformação na Ruptura (> 50%) é justificável pela limitação do equipamento utilizado, pois a propriedade não foi medida através do uso de extensômetros, e sim, pelo deslocamento entre as garras da máquina de ensaio.

Tabela 4 - Comparação entre as propriedades do polímero PLA.

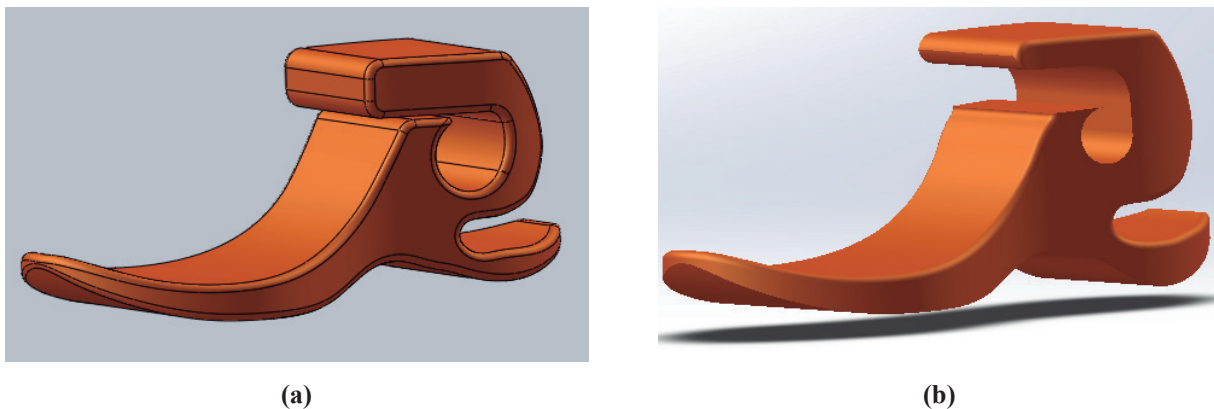
	Módulo de Elasticidade (GPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Deformação na Ruptura (%)
Referência	3,6±0,5	54	4
Experimental	3,1±0,3	44,62	2,24
Diferença (%)	14,09	17,37	56,00

Fonte: construção do autor.

CRIAÇÃO E ESTUDO DE GEOMETRIA

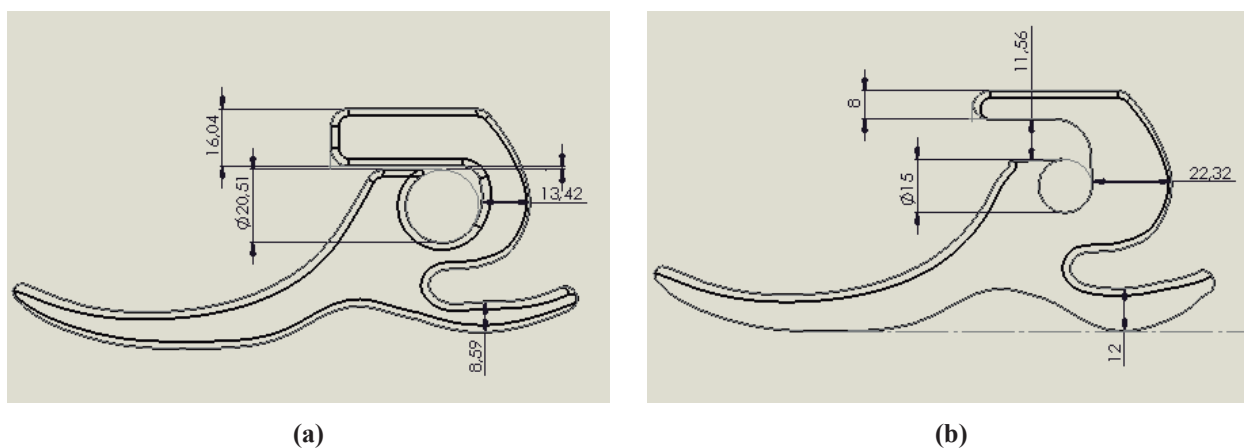
As figuras 7a e 9a apresentam os desenhos iniciais das Próteses 1 e 2, respectivamente, enquanto que as figuras 7b e 9b referem-se aos desenhos finais já otimizados. As figuras 8 e 10 apresentam as dimensões que foram alteradas para a otimização. As Próteses 1 e 2 foram projetadas com base em alguns modelos já presentes no mercado e, a partir delas, foram feitas alterações geométricas para atender às exigências mecânicas impostas. Nestas figuras foram apresentadas apenas as geometrias iniciais e finais desenhadas, porém, para chegar nos modelos finais, realizaram-se diversas geometrias intermediárias. As otimizações para cada geometria foram realizadas pelas simulações computacionais, estudando-se em quais regiões deveriam ser feitas modificações.

Figura 7 - Prótese 1, geometria inicial (a) e final(b).



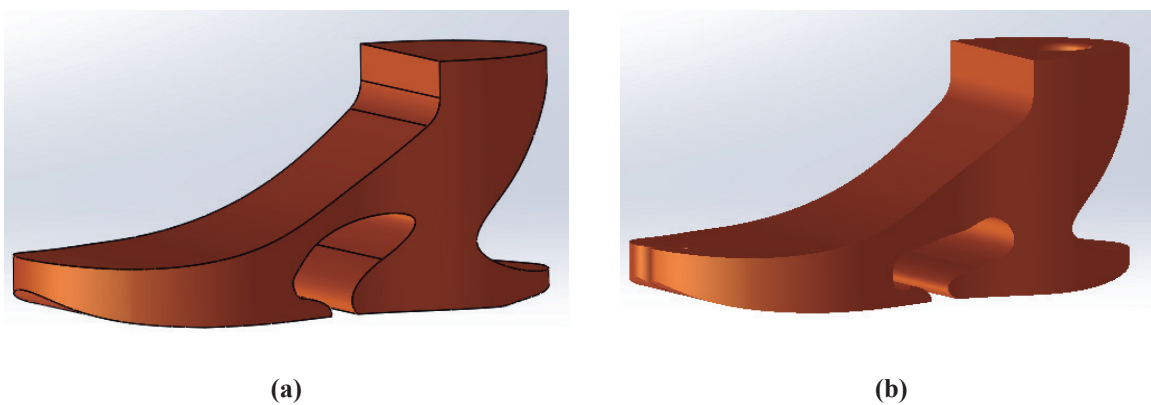
Fonte: construção do autor.

Figura 8 - Alterações geométricas realizadas na prótese 1.



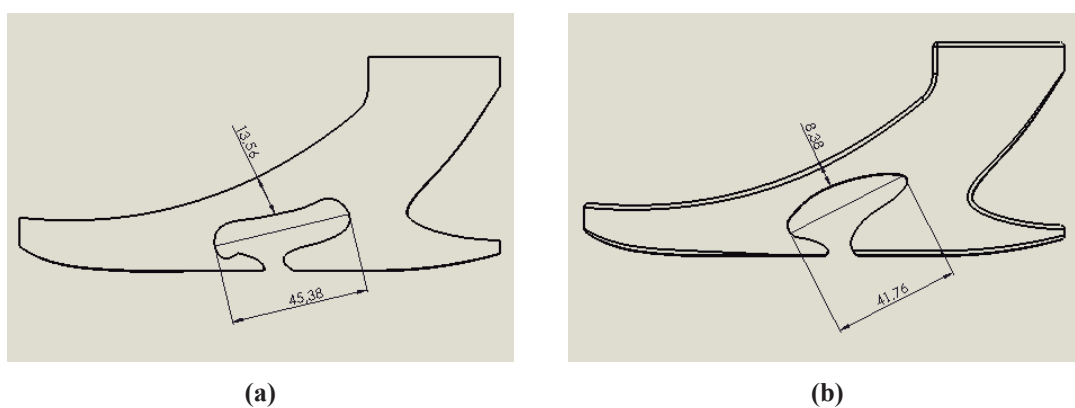
Fonte: construção do autor.

Figura 9 - Prótese 2, geometria inicial (a) e final (b).



Fonte: construção do autor.

Figura 10 - Alterações geométricas na prótese 2.

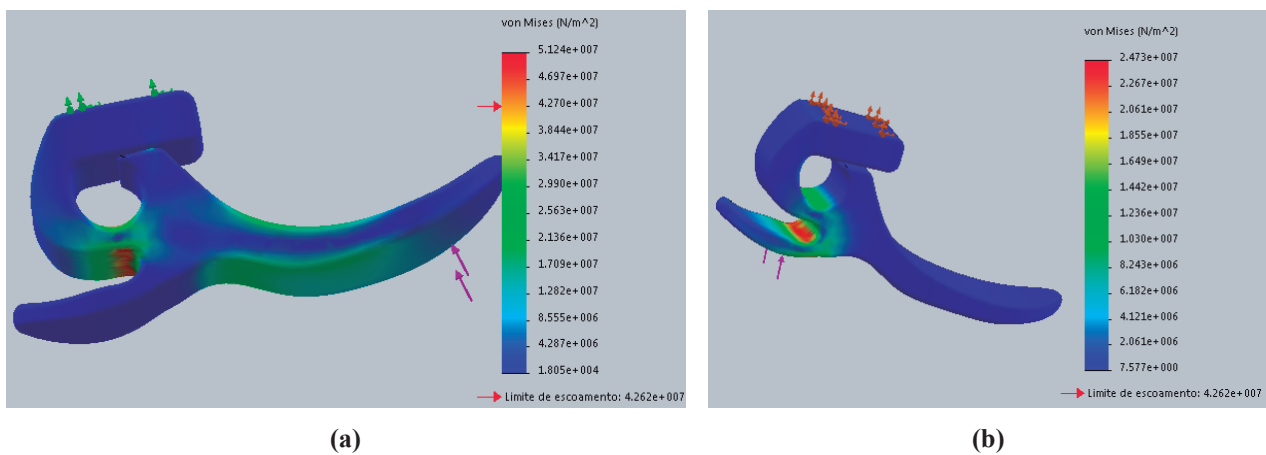


Fonte: construção do autor.

Simulações Numéricas Computacionais

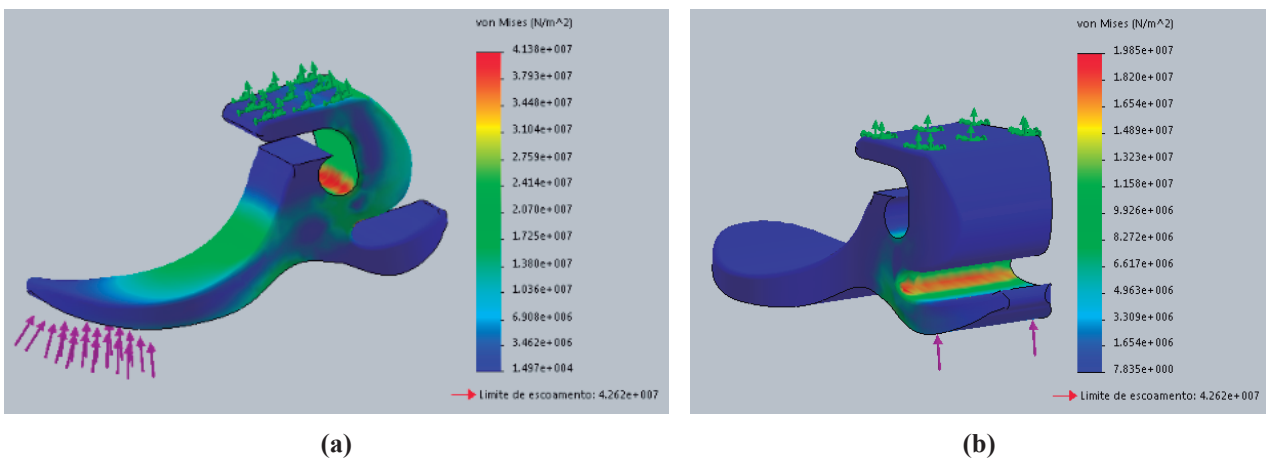
A simulação computacional teve um papel fundamental no presente trabalho, pois através dos seus resultados verificava-se o sucesso das modificações que estavam sendo aplicadas. O objetivo das otimizações foi sempre encontrar uma geometria que não excedesse o limite de escoamento do material, utilizando a menor quantidade de material possível. As figuras 11 e 12 mostram os resultados da Prótese 1, para a geometria inicial e geometria otimizada, respectivamente, para *Von Mises*, que indica o limite de escoamento do material, definindo assim como o critério de falha da peça (BEER; JOHNSTON, 1996). Através da figura 11a, primeira geometria para a Prótese 1, observa-se que ela não suportou a carga exigida, atingindo o limite de escoamento (indicado pela seta vermelha na escala) na área dos dedos/metatarso. Observa-se, na figura 12, que a geometria otimizada possibilitou à peça suportar a carga imposta, fazendo com que esta não atingisse o limite de escoamento do material.

Figura 11 - Von Mises dedos/metatarso (a), calcânhar (b) para geometria inicial.



Fonte: construção do autor.

Figura 12 - Von Mises dedos/metatarso (a), calcânhar (b) para geometria otimizada.



Fonte: construção do autor.

Nas tabelas 5 e 6 são apresentados os resultados para todas as análises (*Von Misses*, Deslocamento e Deformação) para a Prótese 1, com os esforços no dedos/metatarso e calcanhar, respectivamente, para as geometrias inicial (G_o) e final (G_f). Analisando os resultados da tabela 5, observa-se que a geometria final não ultrapassou o limite de escoamento ($4,26e^07$ N/m²). Observa-se também, que a alteração das geometrias teve um dos objetivos de minimização de massa, contudo, a perda de resistência tornou esta mudança inviável para esta prótese.

Tabela 5 - Prótese 1, dedos/metatarso.

	Massa (g)	V. Misses (N/m ²)	Deslocamento (mm)	Deformação
G_o	223,62	5,12e+07	10,8	1,04 %
G_f	225,73	4,13e+07	8,9	0,89 %

Fonte: construção do autor.

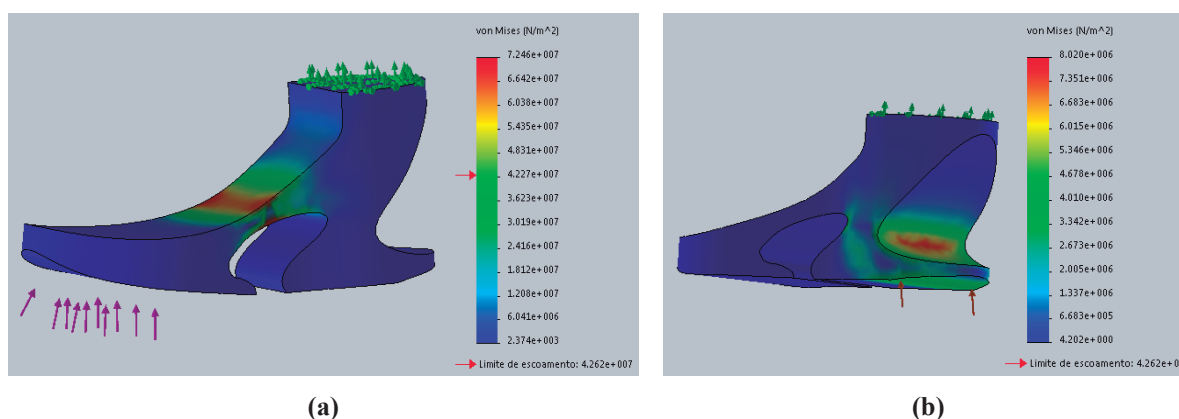
Tabela 6 - Prótese 1, calcanhar.

	Massa (g)	V. Misses (N/m ²)	Deslocamento (mm)	Deformação
G_o	223,62	2,47e+07	1,83	0,51 %
G_f	225,73	1,98e+07	0,89	0,37 %

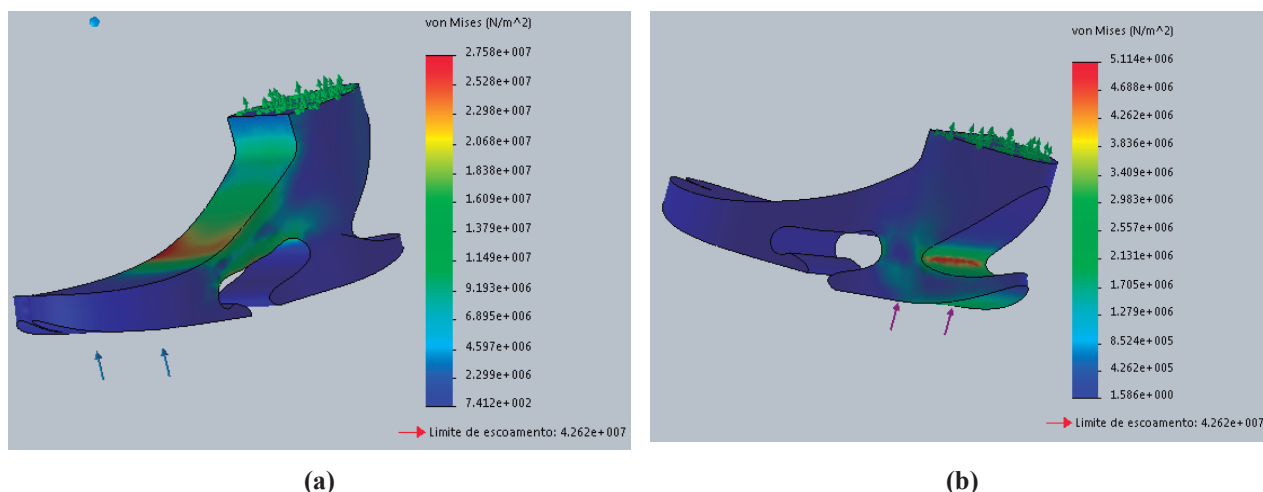
Fonte: construção do autor.

Para o desenho da Prótese 2, foram analisados os dois desenhos anteriores, com o intuito de observar as zonas de maior tensão, sinalizadas pela cor vermelha, fazendo as alterações necessárias para que a peça suportasse a carga de 550 N. Porém, isso ocasionou um ganho de massa necessário para aumentar a resistência. Com esse aumento de espessura em algumas regiões da prótese, notou-se também a diminuição do deslocamento e da deformação em comparação com as geometrias anteriores. Analisando os resultados da figura 13, observa-se que ela também não suportou a carga requisitada, superando o limite de escoamento na simulação feita na área dos dedos/metatarso. Por outro lado, a figura 14 apresenta o resultado da otimização, o que possibilitou uma maior resistência à prótese, fazendo com que essa não atingisse o limite de escoamento do material.

Figura 13 - *Von Misses* dedos/metatarso (a), calcanhar (b) para geometria inicial.



Fonte: construção do autor.

Figura 14 - Von Misses dedos/metatarso (a), calcanhar (b) para geometria otimizada.

Fonte: construção do autor.

Nas tabelas 7 e 8 são apresentados os resultados para todas as análises (*Von Misses*, Deslocamento e Deformação) para a prótese 2, com os esforços no dedos/metatarso e calcanhar, respectivamente, para as geometrias inicial (G_o) e final (G_f). Com base nos resultados obtidos, pode-se observar que as alterações geométricas nesta peça não tiveram o intuito de redução de massa, mas sim de uma otimização da resistência apenas, buscando o espalhamento das forças aplicadas, não ultrapassando o limite de escoamento. Em termos percentuais, o ganho de resistência chegou a 62% a mais em comparação com a geometria inicial, analisando somente a região dos dedos/metatarso. A geometria final atingiu cerca de 64% do limite de escoamento do material. Logo, satisfaz o requisitado com uma margem de segurança.

Tabela 7 - Prótese 2, dedos/metatarso.

	Massa (g)	V. Misses (N/m ²)	Deslocamento (mm)	Deformação
G_o	287.5	7.24e+07	13.1	1.6 %
G_f	289.3	2.75e+07	4.45	0,62 %

Fonte: construção do autor.

Tabela 8 - Prótese 2, calcanhar.

	Massa (g)	V. Misses (N/m ²)	Deslocamento (mm)	Deformação
G_o	287.5	8.02e+06	31.8	0,16 %
G_f	289.3	5.14e+06	12.4	0,10 %

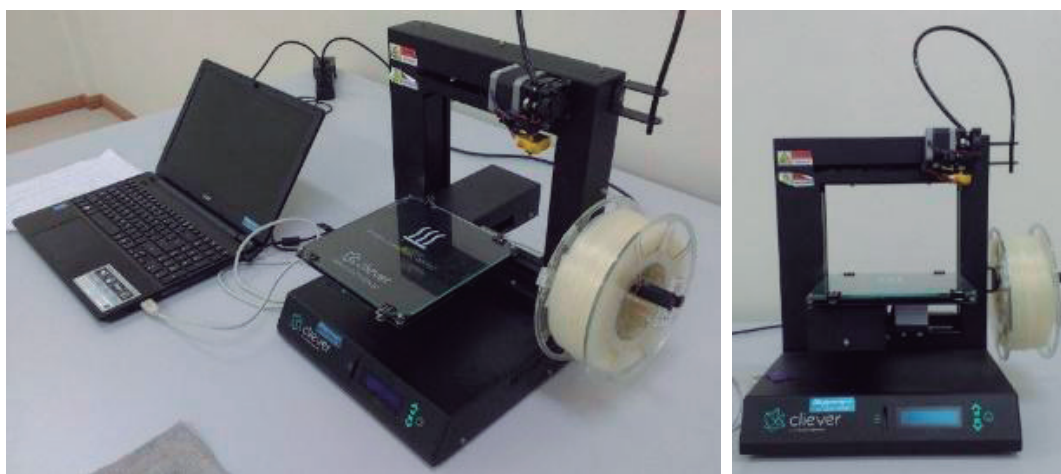
Fonte: construção do autor.

Assim como na Prótese 1, a deformação e o deslocamento sofreram uma redução, contudo, a condição de contorno do calcanhar obteve um deslocamento e uma deformação maior da geometria inicial para a final, isso pode ser explicado pela alteração proposta na peça, fazendo com que as forças aplicadas nesta região da peça ocasionassem uma maior influência.

IMPRESSÃO DA PRÓTESE

Para a impressão (equipamento apresentado na figura 15) foi necessária a criação de suportes, devido às dificuldades impostas pela geometria do equipamento protético. A peça escolhida para a impressão foi a geometria final da Prótese 2 (Figura 16), devido a sua maior resistência e também facilidade de impressão. O resultado da impressão foi satisfatório, contudo, devido aos suportes necessários para a impressão, seu acabamento ficou com algumas imperfeições como observa-se na figura 16b. Sua massa final (292,4 g) ficou um pouco acima dos 289,5g calculados pelo *Solidworks*, uma diferença de 1%. O tempo total de impressão foi de 58 horas.

Figura 15 - Impressora 3D CL1 *Black Edition*.



Fonte: construção do autor.

Figura 16 - Impressão final da Prótese 2.



(a)



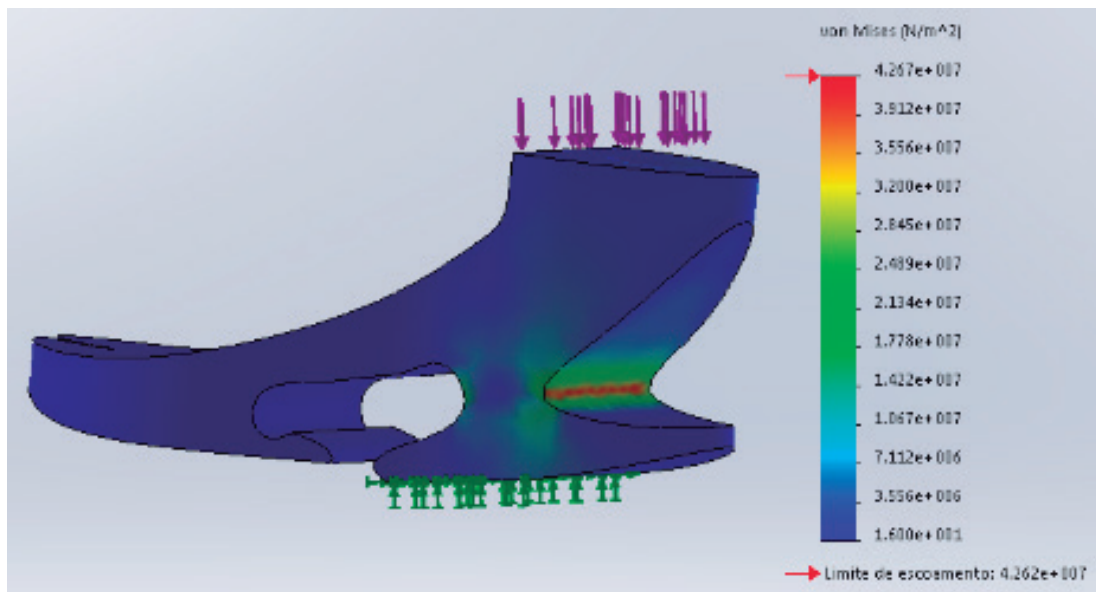
(b)

Fonte: construção do autor.

ENSAIO FÍSICO DE COMPRESSÃO

Para a validação das simulações foi realizado um ensaio físico de compressão. Assim, realizou-se uma última simulação, mais simples e que pudesse ser facilmente recriada no ensaio físico. Na figura 17 são apresentadas as condições de contorno desta simulação. O objetivo foi encontrar a carga necessária para atingir o limite de escoamento do material. Como observa-se na figura 17, encontrou-se o valor de 8775 N, e a região de maior tensão está sinalizada em vermelho. Sucessivamente, realizou-se o ensaio físico de compressão (Figura 18), fixando a mesma face fixada no modelo numérico, bem como a aplicação do carregamento.

Figura 17 - Ensaio Numérico Computacional de Compressão.



Fonte: construção do autor.

Na figura 19 é apresentada a prótese após o ensaio, na qual observa-se que a peça rompeu na mesma região indicada pela simulação numérica. O gráfico da figura 20 apresenta a carga suportada pela peça até atingir o limite de escoamento, 8290 N. Apesar do equipamento de ensaio ser uma máquina limitada, que não fornece outros resultados como deformação e deslocamento, o resultado obtido foi determinante para o estudo. A tabela 9 apresenta o comparativo entre o valor simulado e o obtido experimentalmente. Observa-se que a diferença entre os resultados foi de 5,52%, demonstrando confiança no modelo numérico.

Figura 18 - Ensaio mecânico de compressão.



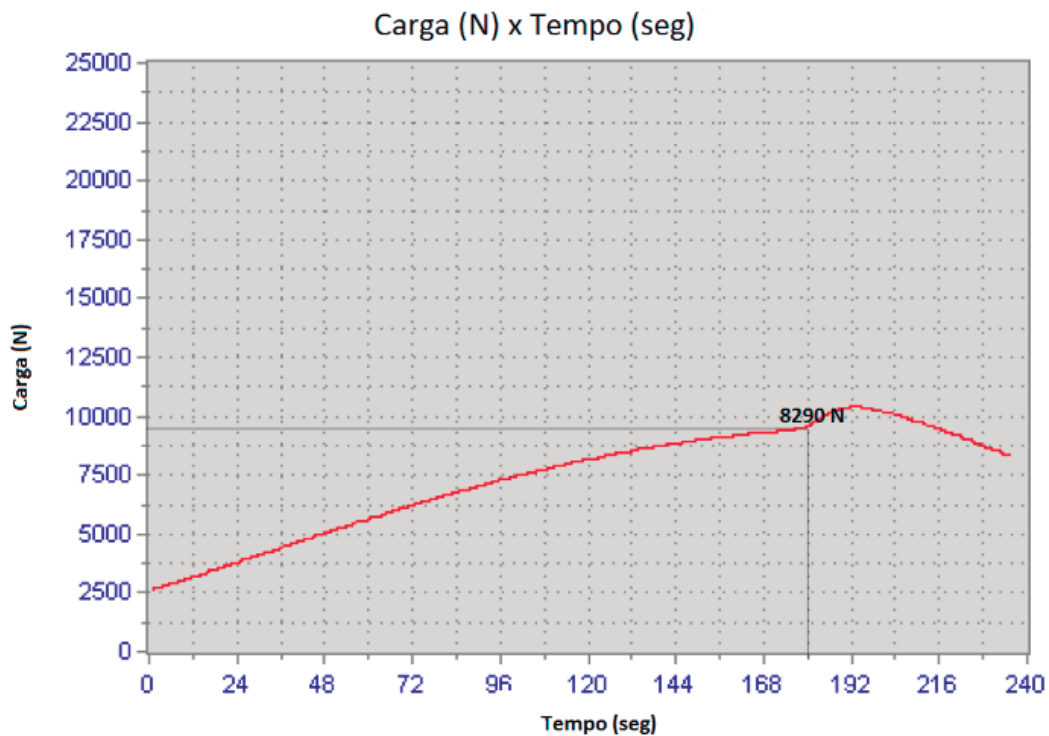
Fonte: construção do autor.

Figura 19 - Prótese rompida após ensaio de compressão.



Fonte: construção do autor.

Figura 20 - Resultado do ensaio de compressão.



Fonte: construção do autor.

Tabela 9 - Comparação entre ensaios.

	Carga máxima suportada (N)
Simulação Numérica Computacional	8775
Ensaio Mecânico de Compressão	8290
Diferença (%)	5,52

Fonte: construção do Autor.

CONCLUSÃO

Os resultados obtidos pelos ensaios de tração nos corpos de prova PLA impressos tridimensionalmente foram satisfatórios, com erros inferiores a 20% se comparados com dados de referência e que podem ser explicados devido aos diferentes métodos de fabricação entre as amostras. A análise numérica computacional mostrou-se uma ferramenta muito útil para o processo de criação das geometrias das peças estudadas, possibilitando a otimização das próteses em termos de custo e resistência. A validação do modelo numérico através de ensaio físico de compressão mostrou-se eficaz, com um erro inferior a 6%. Assim, o processo de impressão tridimensional utilizando PLA mostrou-se promissor para a produção de prótese transtibial para uma criança de 5 anos, suportando uma carga de 550 N com um peso final de 292,4 g.

REFERÊNCIAS

ABREU, S. A. C. **Impressão 3D baixo custo versus impressão em equipamentos de elevado custo**. 2015. 259f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2015.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D638-99**. Standard test method for tensile properties of plastics, Annual Book of ASTM Standards, 1999.

AZEVEDO, A. F. M. **Método dos Elementos Finitos**. Portugal: Faculdade de Engenharia do Porto, 2003. 248p. Disponível em: <<https://goo.gl/79qFdv>>. Acesso em: 20 jun. 2016

BEER, F. P.; JOHNSTON JR, E. R. **Resistência dos Materiais**. 3. ed. São Paulo: Makron Books, 1996.

BELANGERO, W. D. et al. **Amputação dos membros inferiores na criança. Relato e experiência em 21 casos**. 2001. Disponível em: <<https://goo.gl/EKUGDZ>>. Acesso em: 18 jun. 2016

BOCCOLINI, F. **Reabilitação: amputados, amputações, próteses**. 2. ed. São Paulo, SP: Robe, 2000.

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

CES EDUPACK 2016. **Granta Material Intelligence**. 2016. Disponível em: <<https://goo.gl/bMQaH2>>. Acesso em: 10 out. 2016.

DEVLOO, P. R. B. Simulação Numérica. **MultiCiência**, Campinas-SP, v. 4, n. 4, p. 1-13, maio 2005.

HERRING, J. H. **Pediatric Lower Limb Deformities: Principles and Techniques of Management**. Switzerland: Springer, 2016.

HUSSAIN, S. Toes That Look Like Toes: Cambodian Children's Perspectives on Prosthetic Legs. **Qualitative Health Research**, v. 21, n. 10, p. 1427-1440, 2011.

LIPSON, H.; KURMAN, M. **Fabricated: The New World of 3D Printing**. Indianapolis, Indiana (USA): John Wiley & Sons, Inc. 2013.

OSEJOS, J. V. M. **Caracterización de materiales termoplásticos de abs y pla semi-rígido impresos em 3d com cinco mallados internos diferentes**. 2016. 196f. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2016.

PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia**. São Paulo: Hemus Editora Ltda, 1997.

TAKAGAKI, L. K. Tecnologia de impressão 3d. **Revista Inovação Tecnológica**, São Paulo, v. 2, n. 2, p. 28-40, 2012.

YAP, J.; RENDA, G. **Sheffield. Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot**. In: PROCEEDINGS OF THE THIRD EUROPEAN CONFERENCE ON DESIGN4HEALTH, 2015. Sheffield. Disponível em: <<https://goo.gl/v75ttz>>. Acesso em: 15 maio 2016.