



DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES PARA MEMBROS INFERIORES USANDO IMPRESSÃO 3D E REFORÇOS EM FIBRA DE CARBONO/EPÓXI

Silva, F.E.R.; (1); Ancelotti, E. R.(1); Ancelotti Jr., A. C.(1), Gomez, G. F. (1); Di Benedetto, R. M. (1)

(1) NTC – Núcleo de Tecnologia em Compósitos, UNIFEI – Universidade Federal de Itajubá

Av. BPS, 1303, Pinheirinho, Itajubá-MG ancelotti@unifei.edu.br

RESUMO

Um pé protético é fabricado no processo autoclave, visando a produção em massa, o que impede que o usuário obtenha um modelo personalizado. O trabalho busca projetar e fabricar um novo conceito em pé protético. Consiste no escaneamento 3D de um pé humano real para obtenção de um modelo editável incluindo o desenvolvimento da parte estrutural do pé, em carbono/epóxi, dimensionada usando elementos finitos. Após a simulação numérica, os modelos em escala real foram impressos em impressora 3D com filamento TPU. A fibra foi inserida manualmente na estrutura do pé. As próteses foram ensaiadas conforme norma ISO 10328 e comparados com resultados da simulação. O ensaio na região do calcanhar superou os requisitos da norma em 358%. Já o ensaio realizado na porção do antepé falhou quando aplicada uma carga de 20%, devido a defeitos no processo de manufatura. Os resultados indicam que o conceito é promissor, sendo uma alternativa viável na área de próteses.

Palavras-chave: Prótese; Escaneamento; Impressão 3D; Manufatura aditiva; Fibra de Carbono; Simulação Computacional.

INTRODUÇÃO

As próteses para amputações de membros inferiores fornecem ao usuário condições para que retornem as atividades cotidianas com mais conforto e funcionalidade, ou seja, possam voltar a caminhar e realizar tarefas do cotidiano (SHASMIN *et al.*, 2007). Geralmente, as próteses para amputações de membros inferiores são constituídas de alguns componentes estruturais como o pé protético, o tubo protético e o suporte para o tubo protético, conforme apresenta a Figura 1.

Figura 1 - Prótese modular para amputações de membros inferiores: a) Tubo protético, b) Suporte c) Pé protético. Fonte: Autor.



No caso das próteses transtibiais o pé exerce a função de suportar os esforços e transmiti-los aos elementos de ligação/encaixe. As próteses podem ser fabricadas em material compósito, mais especificamente em fibra de carbono/epóxi, o que garante resistência mecânica elevada e bom retorno elástico durante a caminhada.

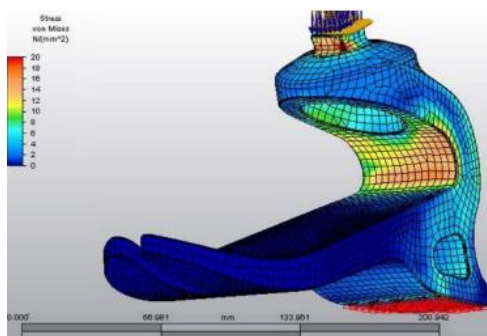
O conceito de material compósito está vinculado a combinação de dois tipos de materiais diferentes e imiscíveis para formar um novo material composto que possui propriedades mecânicas superiores se comparado aos originais isoladamente (STRONG, 2008). Normalmente, o material compósito é formado por uma fase polimérica chamada de matriz e por uma fase de reforço geralmente constituída por fibras (KAW, 2006). Essa combinação geralmente acarreta em um material compósito com propriedades superiores aos materiais tradicionais, dentre as quais está a elevada rigidez, baixo peso, resistência a corrosão e resistência a fadiga (JONES, 1999).

Para a manufatura de materiais compósitos, podem ser adotados diversos processos que devem se adequar a complexidade geométrica, espessura, comprimento e custo (MARTINS, 2015). Em utilização, as próteses estão sujeitas a carregamentos que podem variar entre 4 e 8 vezes o peso corporal do usuário. Esses carregamentos podem ocasionar a falha da prótese por delaminação entre as camadas de fibra de carbono/epóxi, levando à sua inutilização.

Bence Rochlitz (2017) desenvolveu um protótipo seguindo as etapas de modelagem em CAD e simulação da estrutura por meio do método dos elementos finitos. O protótipo foi projetado para ser impresso em ABSPlus-P430, utilizando geometrias retangulares, preenchimento de 30%, e paredes de 1,5mm para reduzir a massa do protótipo. Em seguida, foram realizados ensaios físicos. A fase crítica identificada na simulação computacional foi a aplicação da carga

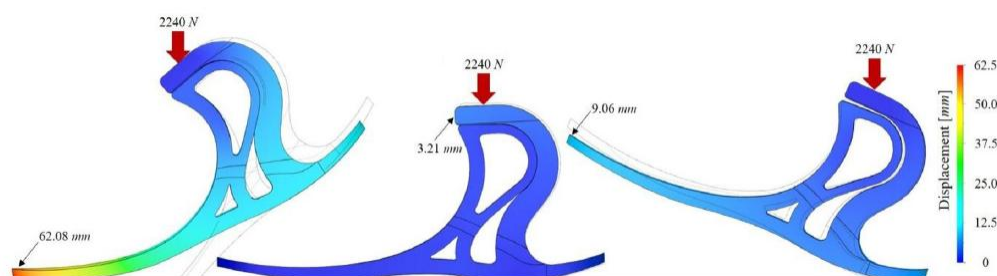
no calcanhar, onde a tensão máxima foi calculada em 17 MPa, conforme Figura 2. No decorrer do experimento, foram aplicadas cargas progressivas de 200 N, 400 N, 600 N, 800 N e 1000 N. O protótipo apresentou falha sob uma carga de 850 N, enquanto o ponto de rendimento foi identificado em aproximadamente 750 N.

Figura 2 – Simulação na região crítica. Fonte: Adaptado de (Bence Rochlitz., et al, 2017)



forma personalizada, acessível e funcional. O projeto da prótese incorpora técnicas avançadas de escaneamento, modelagem 3D e otimização, utilizando a manufatura aditiva. Neste estudo utilizou-se a norma ISO 10328, e a estrutura foi analisada usando simulações por elementos finitos no calcanhar, antepé e tornozelo para verificar se os valores de deformação plástica e deformação elástica permanecem dentro dos limites estabelecidos. O material utilizado para essas simulações foi o PA12. Na condição de carga no antepé, conforme mostrado na Figura 4, uma deflexão máxima de 62,08 mm ocorre nos dedos, e o estresse máximo de Von Mises é de 95,61 MPa. Na condição de carga no calcanhar, uma deflexão máxima de 9,06 mm ocorre nos dedos, e o estresse máximo de Von Mises é de 43,06 MPa. Uma deflexão máxima de 3,21 mm ocorreu na junta do tornozelo, e o estresse máximo de Von Mises de 31,75 foi calculado para a condição.

Figura 4 – Simulação computacional do pé. Fonte: Adaptado de (Nicoloso, L.G.V. *et al*, 2021)



Em geral, como observado, os trabalhos envolvendo desenvolvimento de próteses para membros inferiores em impressão 3D se baseiam na deposição de polímeros, ou polímeros reforçados com fibra picada. A impressão 3D com filamentos de fibra de carbono contínuo ainda é insipiente, mas permitiria um aumento considerável da resistência mecânica das próteses. Assim, uma metodologia interessante é combinar a impressão 3D de polímeros flexíveis com reforço de fibra de carbono contínua em regiões localizadas do pé, principalmente nas mais solicitadas. Assim, o presente trabalho busca desenvolver próteses com configurações inovadoras com alto desempenho utilizando a combinação da tecnologia de impressão 3D reforçadas com compósitos de fibra de carbono. Neste processo, a prótese é projetada de maneira que a parte impressa sirva de suporte para o reforço em fibra de carbono/epóxi, a parte estrutural do pé. Como resultado, além da inovação no método construtivo, as próteses fabricadas neste método poderão oferecer ao usuário, melhor desempenho estrutural e redução de custos pelo uso otimizado do volume de fibra de carbono. O projeto foi executado em fases, sendo a primeira para obtenção da geometria ideal, por meio de escaneamento, seguida de simulações numéricas em elementos finitos. A segunda para manufatura de modelos impressos em 3D reforçados com fibra de carbono e a terceira fase para execução de ensaios mecânicos estáticos conforme norma ISO 10328.

MATERIAIS E METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Materiais

Para a manufatura do pé protético, foi utilizado o TPU (Poliuretano Termoplástico) da marca National 3D, disponível comercialmente pelo nome TPU95A Flex em forma de filamento para impressora 3D com diâmetro de 1,75 mm e capacidade de suportar temperaturas de até 240°C, sem se degradar. O TPU é um material flexível, o que traz benefícios para os usuários, tais como a capacidade de absorver impactos ao caminhar. Para fabricação do suporte de fixação foi utilizado o polímero PLA (Ácido Polilático) L.1EC5 do fabricante NatureWorks, disponível comercialmente em forma de filamento para impressora 3D com diâmetro de 1,75mm e capacidade de suportar temperaturas de até 220°C. Esse material foi escolhido por sua rigidez pós-impressão, o que o torna ideal para o molde desejado. O reforço utilizado foi a fibra de carbono AS4 6K da empresa Hexcel Composites. O sistema de resina utilizado na manufatura dos tubos protéticos foi a combinação da resina epóxi Araldite® LY5052 (Parte A) com o endurecedor Aradur® 5052 (Parte B) da empresa Huntsman, na proporção de 100g/38g, respectivamente.

A fim de realizar a simulação numérica dos reforços internos, foi necessário obter as propriedades do material compósito utilizado. Para isso, foram utilizadas as propriedades mecânicas de um material similar (Tabela 1), obtidas a partir do estudo de Madahavi *et al.* (2009).

Tabela 1 – Propriedades do compósito de fibra de carbono T300 Unidirecional/resina epóxi LY556/HT972. Fonte: Adaptado de (MADHAVI *et al.*, 2009)

Propriedades	Unidades	Valores Experimentais	Norma
Módulo de Elasticidade Longitudinal (E_1)	GPa	144	ASTM D3039
Módulo de Elasticidade Transversal (E_2)	GPa	6,5	ASTM D3039
Módulo de Cisalhamento no Plano (G_{12})	GPa	5,6	ASTM D3518
Resistência ao Cisalhamento no Plano (S_{12})	MPa	40	ASTM D3518
Resistência a Tração Longitudinal (X_{1T})	MPa	1200	ASTM D3039
Resistência a Tração Transversal (X_{2T})	MPa	17	ASTM D3039
Resistência a Compressão Longitudinal (Y_{1C})	MPa	600	ASTM D3410
Resistência a Compressão Transversal (Y_{2C})	MPa	80	ASTM D3410
Cisalhamento Interlaminar (ILSS)	MPa	42	ASTM D2344
Massa específica	g/cm ³	1,35	ASTM D3039
Coeficiente de Poisson	-	0,21	ASTM D3039
Volume de Fibra	%	51	ASTM D3171

Modelo geométrico do pé

O estudo teve início com a obtenção da geometria da prótese, utilizando um escâner 3D Kinect Xbox na primeira etapa. Para isso, convidou-se um voluntário, um homem de vinte anos de idade calçado número 42 (ou seja, com um comprimento de 274 mm), para escanear seu pé, a fim de obter próteses personalizadas. Após a obtenção e correção do modelo geométrico, o arquivo em formato *stl* foi importado para o programa de CAD *Solidworks* para preparar a geometria para a impressão 3D conforme Figura 5.

Figura 5 – Modelagem no software *Solidworks*



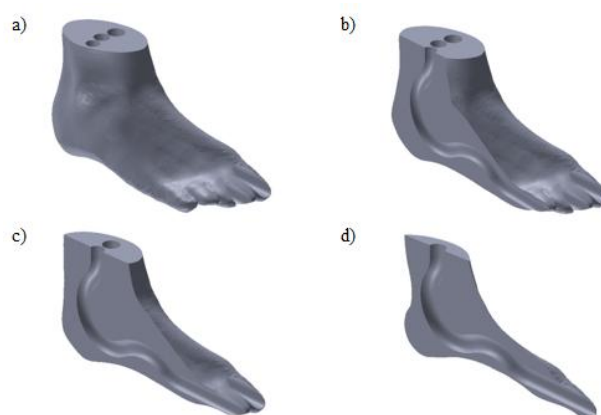
A segunda etapa do trabalho consistiu em obter a geometria do reforço interno. Para definir suas dimensões, foi realizada a medição de um pé protético existente e com base nesses dados, foi definido o caminho do reforço dentro do modelo, conforme a Figura 6.

Figura 6 – Definição da Geometria do Reforço



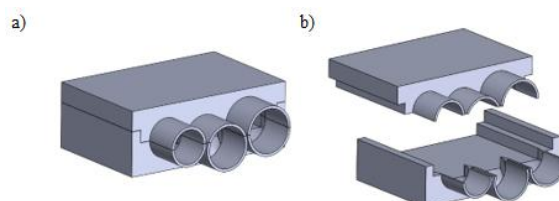
Após definir a curva do reforço interno, foi utilizado o recurso de recorte varrido para modelar o canal onde seria inserido o reforço de compósito. Os furos no lado externo, central e interno do pé possuem diâmetros de 16mm, 18mm e 20mm, respectivamente. Na seção de resultados, discutiremos sobre como esses diâmetros foram definidos. A Figura 7 mostra o recorte realizado em seus três planos.

Figura 7 – Caminhos dos reforços internos



Depois de concluir a modelagem preliminar do pé protético, foi projetado um molde para o suporte do tornozelo com base no dispositivo de fixação da máquina de ensaios. Este suporte será colocado na parte superior do tornozelo, seguindo suas furações, para ajudar na fabricação da base de fixação superior durante o processo de fabricação para o ensaio experimental, conforme mostrado na Figura 8.

Figura 8 – Molde bipartido para suporte do tornozelo



Modelagem Numérica

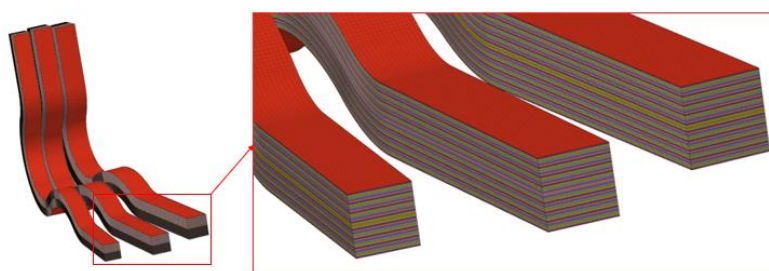
Para a etapa de modelagem estrutural, as geometrias do reforço interno foram importadas do CAD como cascas. Isso foi realizado nos programas computacionais *Hypermesh®* e *OptiStruct®*, ambos da Altair Hyperworks®. Com o objetivo de tornar mais fácil a construção do compósito no *software*, foi criada uma geometria quadrada que possui a mesma área da seção transversal circular definida em CAD. A largura de cada reforço, bem como suas espessuras, orientação, número de camadas, são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Criação das Camadas do Compósito

Item	Largura (mm)	Espessura de cada camada (mm)	Orientação das Camadas (°)	Quantidade de Camadas (ply)
Ramo do lado externo	14	0,2	0	70
Ramo central	16	0,2	0	80
Ramo do lado interno	18	0,2	0	90

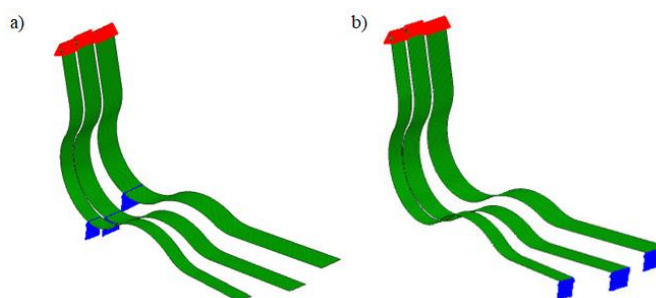
Os valores foram inseridos no programa de simulação numérica na configuração do compósito e criação de camadas (*ply*), como demonstrado na Figura 9.

Figura 9 – Detalhamento do Compósito de Fibra de Carbono.



Durante a etapa de simulação, foram avaliadas duas condições de contorno: a primeira envolvendo a aplicação de carga na região do calcanhar (destacada em azul na Figura 10 a), e a segunda envolvendo a aplicação de carga no antepé (destacada em azul na Figura 10 b). Os valores dos carregamentos utilizados nos ensaios estáticos aplicados ao modelo foram determinados de acordo com a norma ISO 10328. Para restringir as estruturas, foram selecionados todos os nós dos elementos do tornozelo e foram aplicadas restrições em todos os graus de liberdade, tanto de translação quanto de rotação. A Figura 10 apresenta uma ilustração das condições de contorno aplicadas ao modelo (destacadas em vermelho).

Figura 10 – a) Aplicação das Condições de Contorno no Calcanhar e Tornozelo e b) Aplicação das Condições de Contorno no Antepé e Tornozelo

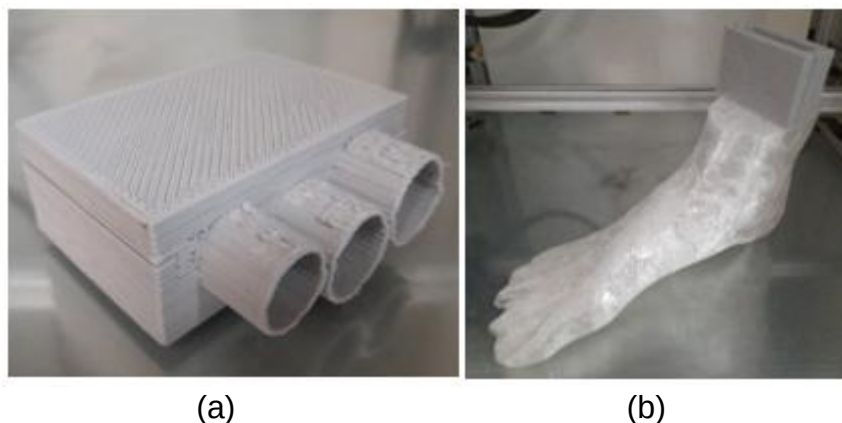


Manufatura

Após a realização dos ensaios computacionais e definidos os diâmetros de cada reforço, deu-se início o processo de manufatura do conjunto. O pé protético e o molde para tornozelo foram manufaturados em uma impressora 3D e o reforço interno foi manufaturado manualmente. Neste trabalho, foram fabricados 4 modelos para o ensaio de compressão sendo 2 para o ensaio no calcanhar e 2 para o ensaio no antepé. Para a manufatura do pé protético, este trabalho fez uso de impressão 3D que é um processo de manufatura aditiva, o que significa que os objetos são construídos camada por camada, adicionando material

conforme necessário. Neste contexto, a impressão 3D é utilizada para criar a estrutura desejada do pé. Para esta etapa de manufatura foi necessário importar o desenho CAD da prótese para o programa *Ultimaker Cura*® cuja função é gerar o código G para a interpretação da impressora 3D. A Figura 11 mostra

Figura 11 – a) Molde para o suporte de fixação (b) modelo de impressão 3D com suporte instalado



Após a conclusão da etapa de impressão dos pés e dos suportes, deu-se início à fabricação do reforço interno em fibra de carbono. Esse material compósito é composto por fibras de carbono unidirecionais, agrupadas em cabos contínuos, juntamente com uma resina líquida. Com base nesses dados e nos volumes de cada cavidade, foram calculadas as quantidades de cabos necessárias e seus respectivos comprimentos, conforme apresentado na Tabela 3. Os comprimentos foram obtidos a partir de medições em CAD.

Tabela 2 – Quantidades de cabos de Fibra de Carbono

Cavidade	Comprimento (mm)	Área Transversal (mm²)	Quantidade de Cabos de Fibra (unid.)
Ø20mm	420	314	340
Ø18mm	440	254	276
Ø16mm	430	201	218

Com as informações acima definidas, deu-se início à fabricação do compósito utilizando o processo manual. Após a completa cura do compósito, o suporte do molde impresso foi removido. Os corpos de prova finalizados, juntamente com os processos de secagem e corte, podem ser visualizados na Figura 12.

Figura 12 – Processo de manufatura do reforço. Fonte: Autor



Após a conclusão da fabricação dos corpos de prova, foi realizado o procedimento de pesagem de cada um deles. Em média, os corpos de prova apresentaram 520g.

Ensaio Mecânicos

De acordo com a norma ISO 10328 a estrutura transtibial deve passar pelo ensaio de comprovação e falha e deve ser ensaiada tanto a parte frontal (pé protético) quanto a parte traseira (calcanhar protético) em ambas as modalidades. Para a realização do ensaio do pé/calcanhar, a montagem da estrutura transtibial foi realizada de acordo com a norma que estabelece as inclinações e ângulos para aplicação de força. A Figura 13 ilustra os posicionamentos da estrutura transtibial para as configurações de ensaio frontal (a) e traseira (b), respectivamente.

Figura 13 –Posição de ensaio frontal (a) e ensaio calcanhar (b). Fonte: Autor



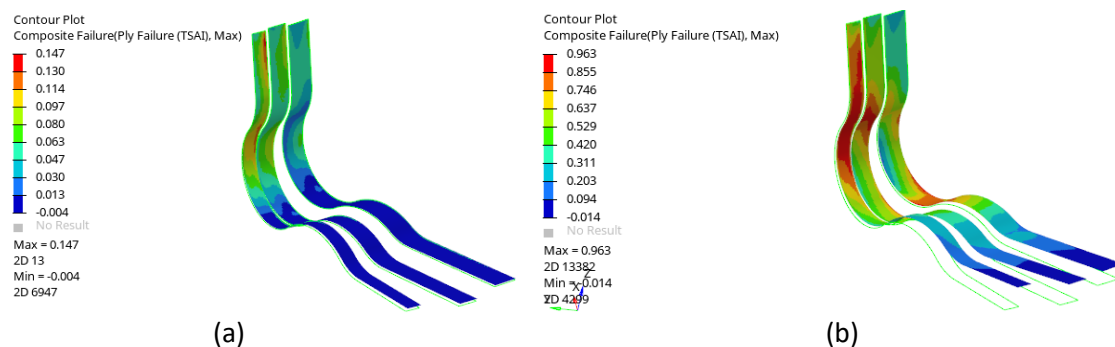
Após o posicionamento da estrutura na máquina de ensaio universal servo-hidráulica da marca *Instron*®, modelo 8801, a velocidade de ensaio foi de 2mm/min. O ensaio foi realizado em temperatura ambiente, ou seja, 20°C.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise Numérica

Os resultados para a carga no calcanhar estão ilustrados na Figura 14 (a) e para o antepé 14 (b).

Figura 14 – Índice de falha Tsai-Wu para o calcanhar (a) e antepé (b)



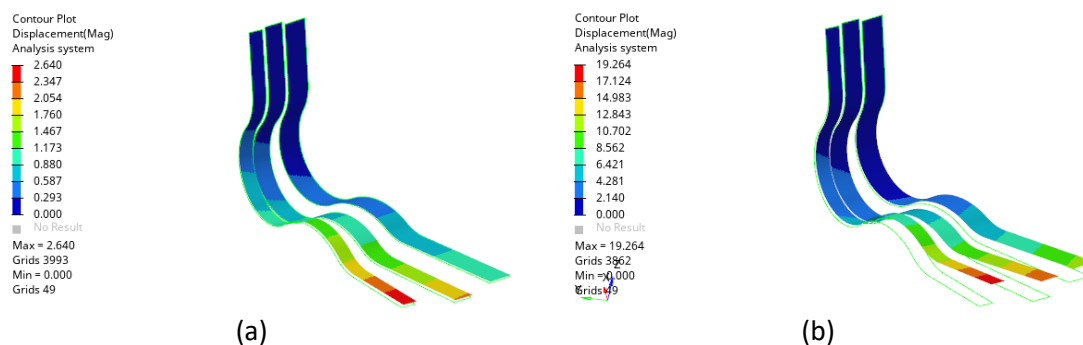
O critério utilizado para avaliar se as estruturas estão falhando foi o de Tsai-Wu. Pode-se observar que a estrutura do reforço não está falhando com o carregamento exigido pela norma. Para uma melhor interpretação do resultado, foi realizado o cálculo da margem de segurança (MoS) a partir das Equações 2 e 3 e os resultados estão dispostos na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores da margem de segurança para o reforço interno.
Fonte: Autor

Ensaio	FI	SR	MoS
Antepé	0,963	1,038	0,038
Calcanhar	0,147	6,803	5,803

A seguir, são apresentados os resultados das simulações numéricas referentes aos deslocamentos do reforço interno, sob as duas condições de carga exigidas pela norma. Na Figura 15 (a), é observado um deslocamento relativamente baixo quando a carga máxima é aplicada na região do calcanhar, ocorrendo o maior valor na extremidade livre do reforço. Por outro lado, quando a carga é aplicada na região do antepé, Figura 15 (b), tem-se um valor sete vezes maior. Fisicamente, podemos observar que os resultados das duas simulações são coerentes, especialmente no segundo caso. Isso ocorre porque o ponto de aplicação da carga está mais distante dos pontos fixos em comparação ao primeiro caso, o que gera um maior momento de giro no reforço.

Figura 15 – Simulação Calcanhar (a) e Antepé (b) – Deslocamento



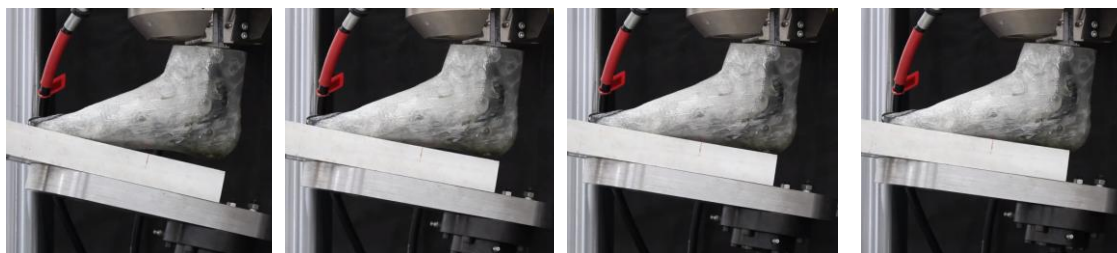
Resultados Experimentais

Ensaio do Antepé

De acordo com as especificações da norma, os ensaios de compressão no antepé seguem duas etapas: Comprovação e Falha. Dessa forma, no procedimento experimental adotado, foi realizado inicialmente o ensaio de comprovação nos corpos de prova CDP1 e CDP2. Caso eles atingissem o valor de 2240N, que é o limite estabelecido para a condição de comprovação, seriam então, na sequência, ensaiados até a falha. A Figura 16 mostra um sequencial de imagens geradas durante o ensaio do CDP1, onde a primeira imagem refere-se ao início do ensaio e a última imagem ao término do ensaio.

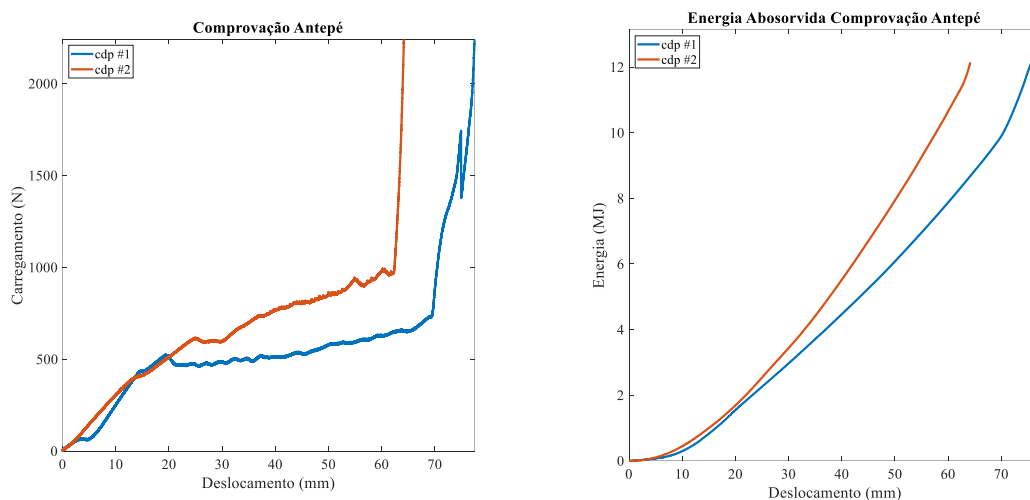
Figura 16 - Ensaio de Compressão no Antepé





Os comportamentos dos corpos de prova CDP1 e CDP2 em relação às cargas suportadas e às energias absorvidas são ilustrados na Figura 17 (a) e (b), respectivamente.

Figura 17 - Ensaio de Comprovação (a) e Energia absorvida (b) no Antepé



Ao analisar o gráfico do ensaio de comprovação do antepé, presente na Figura 17 (a), observa-se um deslocamento excessivamente grande na parte livre da prótese. O ensaio do CDP1 foi interrompido quando atingiu um deslocamento de aproximadamente 70 mm, ocorrendo essa deformação com uma carga aplicada de cerca de 700N. Por sua vez, o ensaio do CDP2 foi interrompido com um deslocamento de aproximadamente 62 mm, e essa deformação ocorreu com uma carga aplicada de cerca de 900N. Ao analisar o gráfico que representa a relação entre a energia absorvida e o deslocamento, apresentado na Figura 17 (b), durante o ensaio realizado na região do antepé, é possível notar que, mesmo diante do escorregamento ocorrido nos intervalos de deslocamento de 25 a 60 mm para o CDP1 e de 20 a 70 mm para o CDP2, ambas as estruturas demonstraram uma absorção contínua de energia, praticamente seguindo uma tendência linear. Como as deformações no antepé foram excessivas, não foi possível executar o ensaio para falha no antepé.

Ensaio do Calcanhar

O procedimento de ensaio seguiu o mesmo padrão adotado para o ensaio no antepé. Inicialmente, foram realizados os testes de comprovação nos corpos de prova CDP3 e CDP4. Caso eles alcancem o valor de 2240N, que é o limite

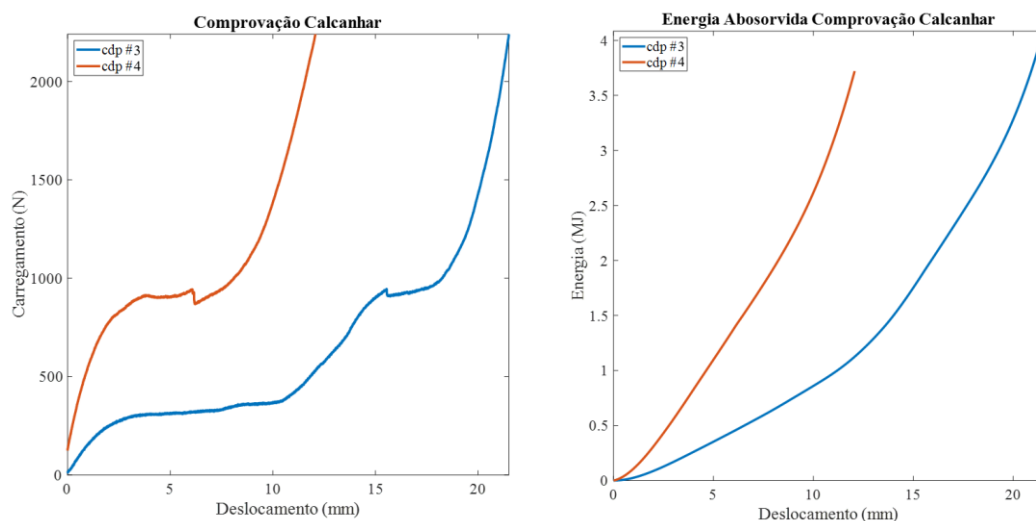
estabelecido para a condição de comprovação, seriam subsequentemente submetidos ao ensaio de falha. A Figura 18 apresenta uma sequência de imagens geradas durante o ensaio do CDP3, em que a primeira imagem corresponde ao início do ensaio e a última imagem ao término.

Figura 18 - Ensaio de Compressão no Calcanhar



Os comportamentos dos corpos de prova CDP3 e CDP4 em relação às cargas de comprovação e às energias absorvidas estão ilustrados na Figura 19 (a) e (b), respectivamente. Ambos corpos de prova, CDP3 e CDP4, tiveram sua acomodação após uma carga de 800N, porém elas ocorreram em deslocamentos diferentes. Uma com deslocamento de 6mm (CDP4 e P2) e a outra em 15,5mm (CDP3 e P1).

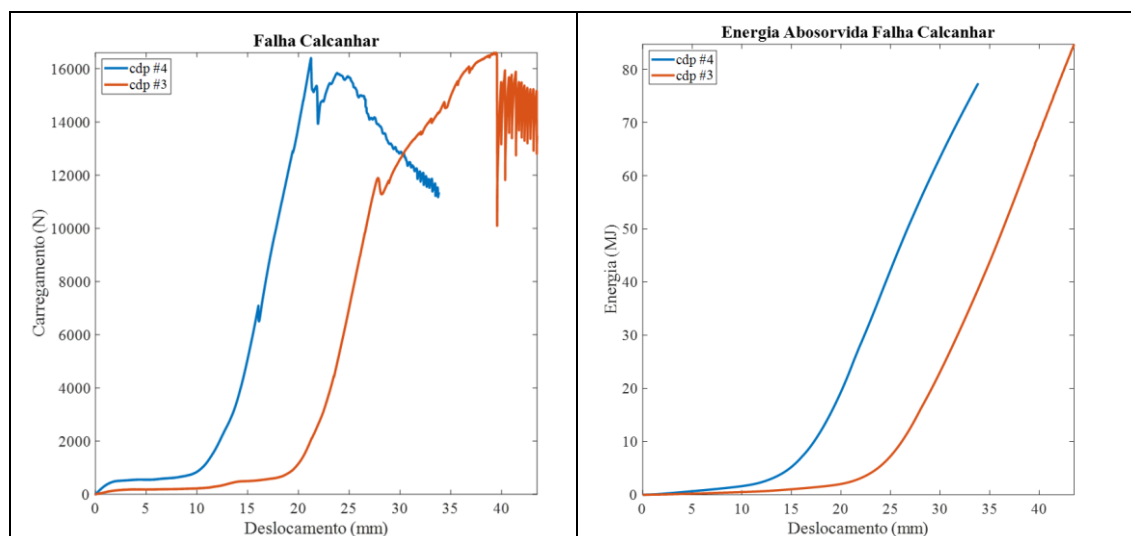
Figura 19 - Ensaio de Comprovação (a) Energia Absorvida (b) no Calcanhar



Após o ponto de acomodação das estruturas pode-se verificar na Figura 19 (a) que ambos corpos de prova CDP3 e CDP4 atingiram o valor de 2240N exigido pela norma ISO 10328:2016. Sendo assim, estas próteses puderam ser ensaiadas até a falha. Ao examinar o gráfico que representa a relação entre a energia e o deslocamento, obtido no ensaio de comprovação, é evidente que a absorção de energia pelo corpo de prova CDP4 ocorreu de maneira mais rápida. Em outras palavras, com um deslocamento de apenas 13 mm, a estrutura interna demonstrou a capacidade de absorver aproximadamente 3,5 J. Por outro lado, o corpo de prova CDP3 alcançou essa absorção quando atingiu cerca de 21 mm de deslocamento. Ambos os corpos de prova se estabilizaram após a aplicação de uma carga de 1000N.

Com a estabilização alcançada, as cargas continuaram a ser aumentadas até o ponto de falha. A Figura 20 (a) e (b) apresentam respectivamente a carga de falha e a energia absorvida no ensaio do calcanhar. É importante ressaltar que, embora o objetivo de aprovação pela norma fosse atingir a carga de 4480N, pelo gráfico da Figura 20 (a) pode-se observar que ambas as estruturas superaram esse ponto em quatro vezes, chegando a uma carga máxima de 16000N. Após esse valor, as estruturas sofreram escorregamentos mas não chegaram a falhar.

Figura 20 - Ensaio no Calcanhar Energia Absorvida na Falha



No gráfico da relação entre energia e deslocamento, apresentado na Figura 20 (b), nota-se que ambos os corpos de prova absorveram uma quantidade equivalente de energia, aproximadamente 80 J ao final do ensaio. Destaca-se, ainda, que a partir do deslocamento de 20 mm para o CDP4 e 38 mm para o CDP3, ambos os corpos não experimentaram um aumento em sua carga devido ao escorregamento mencionado anteriormente. Contudo, ao analisar a energia absorvida, é interessante observar que, apesar da ausência de incremento na carga e, em alguns casos, sua diminuição, ambos os corpos continuaram a absorver energia.

Conforme previsto pela simulação, as próteses, na análise experimental do antepé, efetivamente falharam, resultando em deformações nos corpos de prova muito superiores às expectativas. Esse cenário culminou na interrupção do ensaio e na sua invalidação. Enquanto o programa de simulação previa uma deformação de 19,26 mm sob uma carga de 4480 N, os corpos CDP1 e CDP2 alcançaram valores médios de deformação cerca de 350% superiores, com uma carga aplicada de apenas 18% da necessária, deformação esta que está muito acima da esperada.

Ao analisar os dados provenientes da avaliação do ensaio no calcanhar para os corpos de prova CDP3 e CDP4, observa-se, no ensaio computacional, que as próteses deveriam suportar uma carga de 4480 N, apresentando uma deformação de apenas 2,64 mm. Ao mesmo tempo, o programa informou uma ampla margem de segurança, aproximadamente seis vezes o valor da carga limite de falha, que ocorreria quando o índice de Tsai-Wu atingisse 1.

Ao comparar os dados do ensaio computacional com os resultados experimentais, constata-se que a simulação foi congruente com o experimento. Os corpos de prova destinados ao ensaio no calcanhar não apenas suportaram a carga prevista na simulação e exigida pela norma, mas ultrapassaram esse valor em aproximadamente 368%, alcançando um deslocamento médio de 15 mm. Esses resultados expressivos foram viabilizados pela considerável margem de segurança obtida na simulação, suficientemente robusta para abranger todas as variações decorrentes da manufatura manual da estrutura do reforço interno.

CONCLUSÕES

A configuração estabelecida por este trabalho atendeu aos requisitos técnicos estipulados pela norma no ensaio do calcanhar, demonstrando conformidade com os padrões estabelecidos. No entanto, houve falha no ensaio no antepé, indicando a necessidade de ajustes ou melhorias na configuração atual para alcançar plenamente os critérios exigidos pela norma nessa área específica. Este resultado destaca a importância contínua do aprimoramento do projeto e do processo de fabricação para atender aos rigorosos padrões de desempenho estabelecidos pela norma. Em relação a projetar e analisar, pelo método dos elementos finitos, o reforço interno utilizando a norma ISO 10328:2016 como referência pode-se afirmar que ele é uma ferramenta extremamente valiosa para a fase inicial de projeto e análise estrutural. A capacidade de modelar diversos parâmetros do reforço interno, como os diâmetros das barras e a geometria longitudinal, sem a necessidade de realizar sua fabricação proporciona uma significativa economia de tempo e redução de custos. Os resultados dos ensaios físicos corroboraram com as respostas fornecidas pela simulação, inclusive identificando as áreas propensas a falhas e avaliando seu grau de risco, tal como ocorreu durante o experimento. Portanto, conclui-se que é possível realizar todo o projeto numericamente (em computador), e uma vez que os parâmetros são validados, prosseguir com a fabricação e os ensaios mecânicos. Em relação a verificar a relação entre os resultados numéricos e experimentais das configurações propostas pode-se observar que os resultados evidenciaram uma forte relação entre os dados numéricos e experimentais. Foi constatado que as imperfeições provenientes do processo de fabricação foram determinantes para a falha no ensaio experimental do antepé, alinhando-se com as previsões da simulação. Da mesma forma, a análise indicou que a carga final suportada pelo calcanhar no experimento superou os requisitos normativos. Na verificação computacional, o objetivo foi alcançado com uma margem de segurança aproximadamente 5,8 vezes maior que o limite de falha estabelecido. Isso destaca a confiabilidade da realização do projeto inicial e validação por simulação numérica da estrutura do reforço interno. Os resultados indicam que o conceito é altamente promissor, se tornando uma alternativa viável na área protética. Portanto, é necessário avançar com o projeto, realizar uma nova verificação experimental e, por fim, adotar uma nova abordagem para possibilitar que o processo de fabricação atinja uma escala industrial de produtividade.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o suporte financeiro do CNPq- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico ao projeto 407431/2022-5 e a FAPEMIG – Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais ao projeto APQ-01846-18.

REFERÊNCIAS

- ALVARINHO, J. *et al.* Study, Development and Application of a Prosthetic Foot for a Transtibial Amputation of Traumatic Etiologic. Open Academic Journal of Advanced Science and Technology, pp. 1-14. 2022.
- ANCELOTTI JUNIOR, A. C. Efeitos da porosidade na resistência ao cisalhamento e nas propriedades dinâmicas de compósitos de fibra de carbono/resina epoxi. [s.l.] Instituto Tecnológico de Aeronáutica, 2006.
- BENCE ROCHLITZ, DAVID PAMMER, DR. RITA KISS, 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics, University of Trieste, Italy, 2017
- BERGE, J. S.; KLUTE, G. K.; CZERNIECKI, J. M. Mechanical properties of shockabsorbing pylons used in transtibial prostheses. J Biomech Eng, v. 126, n. 1, p. 120– 122, 2004.
- BLIQUEZ, L. V. Classical Prosthetics. Archaeological Institute of America, v. 36, n. 5, p. 25–29, 1983.
- BOCOLINI, F. Reabilitação: Amputados, Amputações, Próteses. 2ª Edição, Ed.: Guanabara, São Paulo, 2000.
- BUNAKOV, V. A.; VASILIEV, V. V. Projeto of axially compressed composite cylindrical shells with lattice stiffeners - Optimal structural projeto. Technomic Publishing Co. 1999.
- CAGLE, J. C. *et al.* A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. Medical & Biological Engineering & Computing, p. 1–14, 2017.
- CANTRELL, J. T. *et al.* Experimental characterization of the mechanical properties of 3D-printed ABS and polycarbonate parts. Rapid Prototyping Journal, v. 23, n. 4, p. 811–824, 2017.
- CARVALHO, J. A. Amputação de membros inferiores: Em busca da plena 110 reabilitação. Manole, São Paulo, Brasil, 1999.
- HARO, F. B. *et al.* Analysis Method for The Projeto and Manufacture of Sports Transtibial Prostheses. In Eighth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality (TEEM'20), October 21–23, 2020
- JUNQUEIRA, D. M. *et al.* Tubo para Prótese de Membro Inferior Utilizando Travessas Rígidas - Uma Análise Numérica. 7 Congresso Brasileiro de Carbono. Campos do Jordão, Brazil: 2017
- JUNQUEIRA, Diego Moraes. Tubo para prótese de membro inferior utilizando estrutura de Travessas Rígidas. 2018. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2018.
- JUNQUEIRA, D. M.; GOMES, G. F.; SILVEIRA, M. E.; ANCELOTTI JR., ANTONIO CARLOS. Projeto Optimization and Development of Tubular Isogrid Composites Tubes for Lower Limb Prosthesis. APPLIED COMPOSITE MATERIALS, p. 1-25, 2018.
- KE, M.-J. *et al.* Influence of Three Different Curvatures Flex-Foot Prosthesis While Single-Leg Standing or Running: a Finite Element Analysis Study. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, v. 17, n. 3, p. 1750055, 2017.
- KOBAYASHI, T. *et al.* Effect of alignment changes on sagittal and coronal socket reaction moment interactions in transtibial prostheses. Journal of Biomechanics, v. 46, n. 7, p. 1343–1350, 2013.

KOBAYASHI, T. *et al.* Effect of prosthetic alignment changes on socket reaction moment impulse during walking in transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 6, p. 1315–1323, 2014.

NICOLOSO, L.G.V *et al.* Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired projeto workflow. *Rapid Prototyping Journal* 67–80, 2021.

MARTINS, A. T. D. Projeto e Fabricação de Tubos Compósitos em Fibras de Carbono/Epóxi para Próteses Transtibiais por Moldagem com Bladder. [s.l.] Universidade Federal de Itajubá, 2015.

V. VIJAYAN, S. ARUN KUMAR, S. GAUTHAM *et al.*, Projeto and analysis of prosthetic foot using additive manufacturing technique, *Materials Today: Proceedings*. 2020

DEVELOPMENT OF LOWER LIMB PROSTHESES USING 3D PRINTING AND CARBON FIBER/EPOXY REINFORCEMENTS

ABSTRACT

A prosthetic foot is manufactured in an autoclave process, aiming at mass production, which prevents the user from obtaining a personalized model. The work aims to design and manufacture a new concept in prosthetic foot. It consists of 3D scanning a real human foot to obtain an editable model including the development of the structural part of the foot, in carbon/epoxy, dimensioned using finite elements. After numerical simulation, the full-scale models were printed on a 3D printer with TPU filament. The fiber was manually inserted into the foot structure. The prostheses were tested according to ISO 10328 standard and compared with simulation results. The test in the heel region exceeded the standard requirements by 358%. The test performed in the forefoot portion failed when a load of 20% was applied, due to defects in the manufacturing process. The results indicate that the concept is promising, being a viable alternative in the area of prosthetics.

Keywords: Prosthesis; Scanning; 3D Printing; Additive Manufacturing; Carbon Fiber; Computer Simulation.