

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ERICK JOOJI GUSHIKEN

KLEBERSON ALVES FREIRE

ANÁLISE ESTRUTURAL DE PRÓTESES DE CORRIDA

São Paulo
2021

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ERICK JOOJI GUSHIKEN

KLEBERSON ALVES FREIRE

ANÁLISE ESTRUTURAL DE PRÓTESES DE CORRIDA

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

São Paulo
2021

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ERICK JOOJI GUSHIKEN

KLEBERSON ALVES FREIRE

ANÁLISE ESTRUTURAL DE PRÓTESES DE CORRIDA

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Orientadora:

Larissa Driemeier

São Paulo
2021

AGRADECIMENTOS

À orientadora Profa. Larissa Driemeier pela dedicação e incentivo que foram fundamentais para realizar este estudo.

À paratleta Caroline da Silva Barbarino que dedicou parte do seu tempo para colaborar com o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos professores que compartilharam seus conhecimentos e experiências durante o curso.

RESUMO

Próteses de membros inferiores surgiram para proporcionar a melhor locomoção de pessoas que perderam um membro ou nasceram com má formação. No final do século XX, o uso da fibra de carbono permitiu o desenvolvimento de próteses específicas de corrida para competições. Para desenvolver estas próteses para atletas de alto desempenho é necessário entender os parâmetros que definem uma prótese adequada ao esporte, mas atualmente não existem estudos aprofundados sobre esses parâmetros. Assim, o objetivo deste trabalho é modelar virtualmente a estrutura de três próteses de corrida e analisar a importância de parâmetros geométricos e de material no desempenho do paratleta. A validação do modelo de simulação foi feita através de dados obtidos da literatura, e dados do coeficiente elástico, energia cinética e energia total foram obtidos por simulação virtual de modelos inspirados em próteses comerciais, os quais foram comparados para definir a geometria de prótese adequada para corridas do tipo sprint. A partir da análise realizada, conclui-se que o modelo de prótese inspirada na Cheetah Xtend, da fabricante Össur, apresentou características adequadas para corridas de alta velocidade. Dessa forma, é possível definir referências de desempenho para outros estudos.

Palavras-Chave – Próteses, Corrida, Amputados, Carbono.

ABSTRACT

Lower limb prosthetics emerged to provide improved locomotion for people who lost a limb or were born with a malformation. In the late 20th century, the use of carbon fiber allowed the development of running-specific prostheses (RSPs) for competitions. To develop these high-performance prostheses, it is necessary to understand the parameters that define a prosthesis suitable for the sport, but there are not specific studies about these parameters. The purpose of this study is to virtually model the structure of three running prostheses and analyze the relevance of geometric and material parameters on the performance of the parathlete. The validation of the simulation model was done using data obtained from the literature and values of the elastic coefficient, kinetic energy and total energy of models inspired by commercial prostheses were compared to define the prosthesis geometry suitable for sprint-type races. From the analysis performed it is concluded that the prosthesis model inspired by the Cheetah Xtend, from the manufacturer Össur, showed suitable characteristics for high-speed racing. So, it is possible to define performance references for further studies.

Keywords – Prostheses, Running, Amputees, Carbon.

LISTA DE FIGURAS

1	Representação esquemática da “SACH foot”. Figura extraída de (WAGNER, 1974).	12
2	Representação esquemática da “Flex-Foot®”. Figura extraída de (HOBARA, 2014).	12
3	Curva de histerese do carregamento de um material. Figura extraída de (NOLAN, 2008)	15
4	Posições de marcadores e ligações rígidas no corpo humano. Círculos azuis, cruzes vermelhas e linhas pretas representam locais de marcadores, locais de articulações e segmentos do corpo, respectivamente. Figura extraída de (GUZELBULUT et al., 2020)	16
5	Comparação das forças de reação experimental e computacional do solo com a prótese. Figura extraída de (GUZELBULUT et al., 2020)	17
6	Modelo de massa-mola para salto (A) e corrida (B) Representam o modelo de uma mesma prótese para as diferentes ações. Este modelo consiste em uma massa suportada por uma mola linear. O modelo é mostrado no início da fase de contato com o solo (esquerda), no meio da fase de contato com o solo (meio) e no final da fase de contato com o solo (direita). Figura extraída de (HOBARA, 2014)	18
7	três modelos de simulação de elementos finitos do Flex Foot. Figura extraída de (KE et al., 2017)	19

8	Exemplos típicos de próteses específicas para corrida (A a F foram adaptados de Lechlar e Lilja, [29]). A: Flex-Foot (Modular III; Össur), B: Flex-Sprint II (Össur), C: Flex-Sprint I (Össur), D: Flex-Sprint III® (Cheetah; Össur), E: Flex- RunTM (Össur), F: Symes-Sprint (Össur), G: Cheetah Xtreme® (Össur, https://www.ossur.com), H: Cheetah Xtend (Össur, https://www.ossur.com), I: 1E90 (Sprinter, OttoBock, http://www.ottobockus.com), J: 1C2 (C-Sprint®, http://www.ottobockus.com), K: Nitro (Freedom Innovation, http://www.freedom-innovations.com), L: CatapultTM (Freedom Innovation, http://www.freedom-innovations.com), M: SP1100 (KATANA, IMASEN Engineering Corporation, http://www.imasengiken.co.jp/), N: Rabbit (IMASEN Engineering Corporation). Figura extraída de (HOBARA, 2014).	20
9	Prótese Cheetah Xtreme. Figura extraída de (Össur, (https://www.ossur.com))	21
10	Prótese Cheetah Xtend. Figura extraída de (Össur, https://www.ossur.com)	21
11	Prótese 1E90. Figura extraída de (Sprinter, OttoBock, http://www.ottobockus.com)	22
12	Atleta Caroline da Silva Barbarino, imagem disponibilizada pela atleta.	22
13	Ilustração das medidas antropométricas utilizadas no estudo de (SILVA; MONTEIRO, 2009)	25
14	Medidas da prótese modelada em software de CAD	26
15	Fases do ciclo da marcha humana. Figura adaptada de (VAUGHAN et al., 1992)	27
16	Design das principais próteses utilizadas. Figura extraída de (PAILLER et al., 2004)	28
17	Modelo de prótese criada em CAD	30
18	Modelo de prótese criada em CAD, com medidas extraídas de (ALIZADEH, 2020)	31
19	Importação do modelo para o Abaqus	32
20	Criação do Mesh	32
21	Criação de engaste	33
22	Aplicação das velocidades na prótese de testes	34

23	Aplicação das forças na prótese de testes	35
24	Energia cinética da lâmina no impacto	36
25	Energia de deformação da lâmina no impacto	36
26	Simulação do impacto da prótese durante a passada.	37
27	Estrutura da prótese com a fibra de carbono em diferentes orientações . . .	39
28	Energia cinética da lâmina de fibra de carbono A.	40
29	Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono A.	40
30	Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono A, no instante de máxima deformação elástica.	41
31	Modelo virtual da lâmina de fibra de carbono B.	42
32	Energia cinética da lâmina B de fibra de carbono.	42
33	Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono B.	43
34	Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono B, no instante de máxima deformação elástica.	43
35	Modelo virtual da lâmina de fibra de carbono C.	44
36	Energia cinética da lâmina de fibra de carbono C.	45
37	Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono C	46
38	Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono C, no instante de máxima deformação elástica.	46
39	Energia cinética das lâminas de fibra de carbono.	47
40	Energias de deformação elástica das lâminas de fibra de carbono.	48
41	Energias Totais das lâminas de fibra de carbono.	48

LISTA DE TABELAS

1	Médias somatométricas, valores retirados de (SILVA; MONTEIRO, 2009) .	25
2	Tabela de propriedades do alumínio, valores retirados de (ISMAIL et al., 2020)	31
3	Tabela de Propriedades da fibra de carbono, valores retirados de (RAP- POLT, 2015)	38

SUMÁRIO

1	Apresentação do problema	11
1.1	Objetivo	13
2	Estado da Arte	14
2.1	Modelagem	16
2.2	Próteses comerciais	18
2.3	Requisitos	19
3	Fundamentação Teórica	24
3.1	Antropometria	24
3.2	Biomecânica da caminhada	26
3.3	Próteses de membro inferior	28
4	Modelo Virtual da Prótese	30
4.1	Modelagem CAD	30
4.2	Modelagem CAE	31
4.2.1	Resultados preliminares	35
5	Estudo Comparativo das Próteses em Fibra de Carbono	38
5.1	Próteses em Fibra de Carbono	38
5.1.1	Análise do modelo A de fibra de carbono	39
5.1.2	Análise do modelo B de fibra de carbono	41
5.1.3	Análise do modelo C de fibra de carbono	44
5.1.4	Análise comparativa dos modelos em fibra de carbono	46
5.1.5	Conclusões Finais	49

1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

Próteses são substitutos artificiais de uma parte ausente do corpo, as mais comuns são aquelas que substituem braços e pernas amputados. Além disso, olhos, orelhas, narizes e dentes artificiais também são denominados próteses. O termo também abrange dispositivos que melhoram o funcionamento de uma parte existente do corpo, como óculos e aparelhos auditivos.

A origem da prótese como ciência é atribuída ao cirurgião francês Ambroise Paré (1510-1590), que publicou um livro em 1579 descrevendo alguns dos membros artificiais instalados por ele em pacientes amputados. Como cirurgião militar, Paré removeu braços ou pernas de soldados diversas vezes e decidiu projetar membros artificiais para ajudar os homens que haviam sido mutilados. O aprimoramento no design das próteses e a maior aceitação de seu uso acompanharam grandes guerras. Materiais mais leves, e melhores articulações mecânicas foram introduzidas após as Guerras Mundiais I e II.

Os desenvolvimentos tecnológicos levaram a grandes melhorias na aparência e na adaptação das próteses às necessidades de cada indivíduo, aumentando sua autonomia e qualidade de vida. O equilíbrio entre funcionalidade e aparência da prótese é um desafio multidisciplinar que envolve engenharia, medicina e sociedade.

Próteses de membros inferiores surgiram como um meio de proporcionar uma locomoção melhor para as pessoas que perderam um membro inferior ou que nasceram com má formação. Entretanto, devido ao peso das primeiras próteses, havia uma dificuldade em realizar uma caminhada ágil, dificultando a prática de esportes e a realização de outras atividade que exigem a movimentação intensa dos membros do corpo. Nas últimas décadas do século XX essa situação começou a mudar (NOLAN, 2008), quando a indústria de materiais, em especial os feitos em fibra de carbono usado no setor aéreo, possibilitou uma melhora significativa na produção das próteses leves. O primeiro tipo de prótese que foi desenvolvida com esse tipo de tecnologia foi o "SACH foot" (HOBARA, 2014), mostrada na figura 1, o que possibilitou para que no ano de 1984 um inventor de próteses americano chamado Van Phillips patenteasse o modelo "Flex-Foot" (PHILLIPS,

1985), ilustrado na figura 2. Quatro anos depois, com a retirada do salto, componente na base da prótese que simulava um calcanhar, as próteses tornaram-se mais eficientes energeticamente (HOBARA, 2014), criando assim o modelo de próteses especializadas para a corrida.

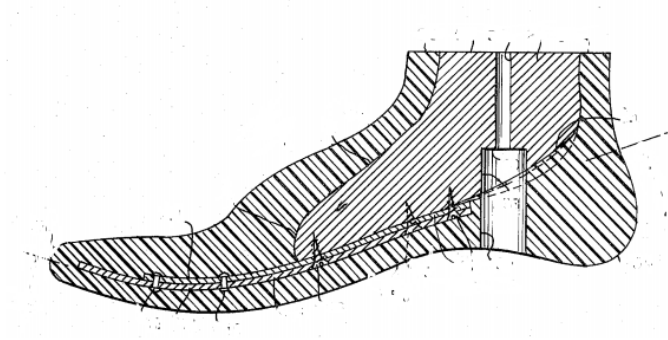


Figura 1: Representação esquemática da “SACH foot”. Figura extraída de (WAGNER, 1974).

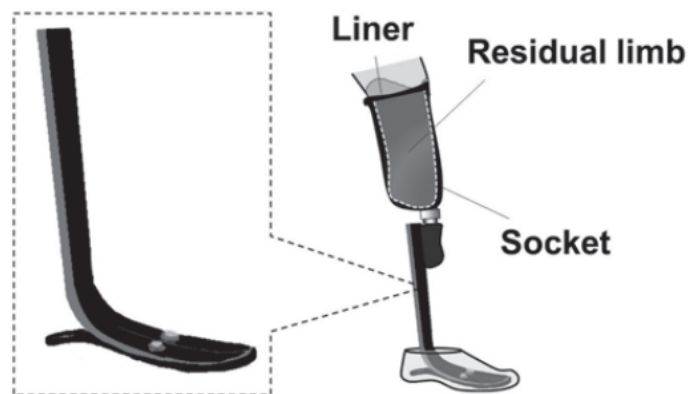


Figura 2: Representação esquemática da “Flex-Foot®”. Figura extraída de (HOBARA, 2014).

O Flex-Foot, representado na figura 2, é composto pelo *liner*, que pode ser um revestimento de silicone ou gel, e é utilizado como uma espécie de meia sobre o coto do amputado. Esse componente realiza a junção da prótese com o usuário, na região chamada de interface. Na figura 2 também são representados o *residual limb*, que se refere ao membro residual do usuário, e o *socket*, receptáculo de plástico rígido em que o membro residual é inserido com o revestimento de gel.

Neste trabalho trataremos especificamente de próteses de corrida para atletas Paraolímpicos, comumente denominadas na literatura como RSPs (*running-specific prostheses*, termo em inglês) (HOBARA, 2014). Elas são denominadas dessa forma devido às suas especificidades, pois devem ser leves, flexíveis, ter um bom coeficiente elástico, além

de serem resistentes para suportarem as altas cargas impostas pelos atletas (ISMAIL et al., 2020).

1.1 Objetivo

Dado o problema exposto, o objetivo deste trabalho é modelar virtualmente a estrutura de uma prótese de corrida e analisar a importância de parâmetros geométricos e de material no seu desempenho final. A validação do modelo será feita através de dados obtidos da literatura.

2 ESTADO DA ARTE

As próteses permitiram a inserção e desenvolvimento de indivíduos amputados no esporte e atuam também como uma ferramenta para a inclusão social (GRUBANO, 2015). Segundo (MARQUES, 2016), "O valor simbólico expresso pela maneira como a sociedade reconhece as PCDs (pessoas com deficiências) passa, em grande medida, pelo modo como elas são retratadas em diversas atividades cotidianas". Assim, a popularização do esporte paraolímpico na mídia atua como um modelo para que PCDs, sejam elas atletas ou não, conquistem sua autonomia e sejam incluídas na sociedade. O esporte paraolímpico é uma ferramenta de transformação da sociedade, uma vez que demonstram a capacidade de autonomia e a superação das limitações físicas dos atletas com necessidades especiais.

O movimento da musculatura durante o uso de próteses é diferente dos movimentos da passada de uma pessoa não deficiente. (ISAKOV et al., 2001) afirmam que na utilização de prótese em amputados transtibiais há uma maior atividade do bíceps femoral, durante o período de manutenção da postura, para que ocorra o correto suporte da articulação do joelho da perna amputada, quando comparado a uma pessoa não deficiente.

Durante o movimento da passada, o peso do corpo é transferido para a prótese, armazenando energia durante a compressão. A energia devolvida na descompressão é menor devido às perdas energéticas, em que uma parcela da energia é transformada na forma de atrito, calor, som, etc. A diferença energética durante a compressão e descompressão da prótese determina a eficiência energética.

A eficiência energética das próteses foi analisada nos estudos de (CZERNIECKI; GITTER; MUNRO, 1991), que utilizaram a eficiência da mola como parâmetro comparativo das próteses. Esse parâmetro é calculado pela divisão entre a quantidade de energia gerada durante a passada e a energia absorvida pela prótese. A partir de um estudo comparativo de diferentes próteses e a caminhada de indivíduos não deficientes, concluíram que próteses comuns (SACH Foot) possuem eficiência energética de aproximadamente 31% em uma situação de caminhada a 2.8m/s, enquanto próteses específicas de corrida (RSPs) apresentam, em média, 84% de eficiência. De acordo com o autor, "uma análise similar

da flexão plantar do tornozelo intacto indica que eles geram aproximadamente 241% da energia que absorvem”, o que representa a energia gerada pelo esforço dos músculos da perna durante a caminhada de um indivíduo não deficiente. Além disso, as próteses possuem uma limitação estrutural em relação a uma perna humana, uma vez que as próteses não possuem um elemento contráctil dinâmico na região do tornozelo, o que limita a quantidade de energia que pode ser gerada.

No estudo realizado por (BROWN; ALLISON; MILLARD-STAFFORD, 2007) foi analisado o custo energético do processo aeróbico da caminhada com diferentes próteses, e foi observado que os batimentos cardíacos medidos na caminhada utilizando a prótese de fibra de carbono eram consideravelmente menores quando comparados à utilização de próteses comuns, devido à capacidade das próteses específicas de corrida em diminuir a histerese de compressão e descompressão durante a passada. A figura 3 ilustra a perda de energia durante o ciclo de compressão e descompressão de um material.

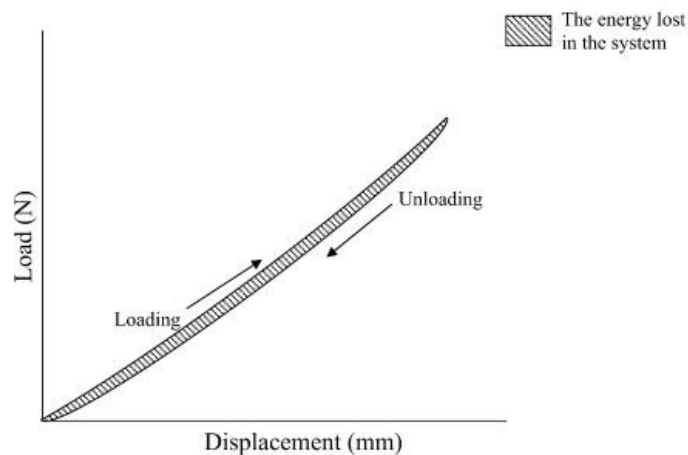


Figura 3: Curva de histerese do carregamento de um material. Figura extraída de (NOLAN, 2008)

Os estudos realizados por (BROWN; ALLISON; MILLARD-STAFFORD, 2007) analisam também a capacidade aeróbica dos atletas amputados em relação a esportistas não deficientes, e conclui-se que a utilização de próteses específicas para corrida permite que amputados tenham um custo energético aeróbico similar a atletas não deficientes, devido a vantagem do peso reduzido da prótese em relação a uma perna humana.

O mecanismo dinâmico da caminhada também é alterado com o uso de próteses. No estudo de (MICHAUD; GARD; CHILDRESS, 2000) realizado com amputados transtibiais e transfemorais, concluiu-se que a velocidade máxima de caminhada de indivíduos amputados tende a ser menor conforme o nível de amputação aumenta.

Ainda existem muitos questionamentos sobre vantagens ou desvantagens que o uso de

próteses específicas de corrida promovem na performance dos atletas. Entretanto, atletas amputados têm apresentado resultados cada vez melhores em competições esportivas, aproximando-se dos resultados obtidos por atletas sem deficiência. Em destaque, a trajetória da carreira de Oscar Pistorius, primeiro atleta amputado em ambas as pernas a competir nos jogos olímpicos de Londres, em 2012, com atletas não deficientes.

De acordo com as diretivas do Comitê Internacional Paraolímpico (IPC, 2006), as próteses utilizadas nas competições devem ser comercialmente disponíveis para todos os atletas. O uso de próteses que aumentam o comprimento da passada é vetado. Também é proibido o uso de próteses ativas, que armazenam ou geram energia para melhorar a performance além da capacidade física natural do atleta (HOBARA, 2014).

2.1 Modelagem

Os estudos experimentais realizados na literatura utilizam-se de câmeras para captação do movimento de caminhada e corrida do usuário acoplado a sensores, de forma a reconstruir o movimento 3D virtualmente, como ilustra a figura 4.

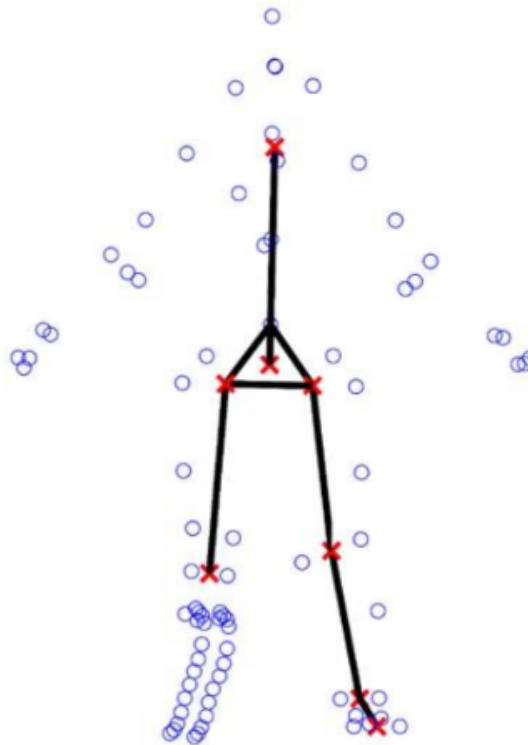


Figura 4: Posições de marcadores e ligações rígidas no corpo humano. Círculos azuis, cruzes vermelhas e linhas pretas representam locais de marcadores, locais de articulações e segmentos do corpo, respectivamente. Figura extraída de (GUZELBULUT et al., 2020)

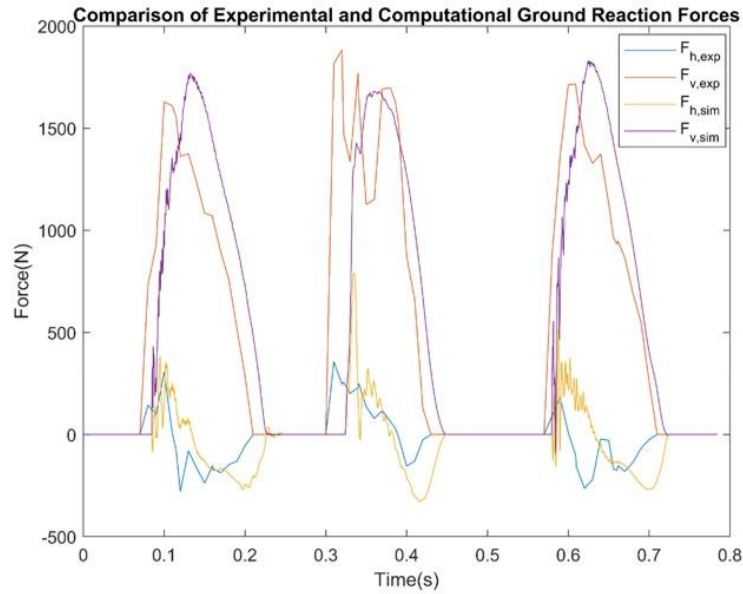


Figura 5: Comparação das forças de reação experimental e computacional do solo com a prótese. Figura extraída de (GUZELBULUT et al., 2020)

Com esse tipo de estudo é possível capturar informações importantes como as forças de contato com o chão e o momento do joelho devido às forças de contato do chão com os "dedos" da prótese. A partir desses dados capturados em testes físicos são feitas comparações com as análises virtuais.

A análise mecânica da prótese utiliza-se do Método dos Elementos Finitos (MEF) para determinação dos pontos de maior deformação, máxima tensão e medidas de desempenho do material para a prótese. A análise em elementos finitos economiza tempo e investimento, diminuindo o número de protótipos utilizados no estudo. Nesse sentido, o projeto passa por um processo de otimização iterativa que inclui a modelagem inicial, solução numérica por MEF, análise da solução, redimensionamento da prótese e nova validação. Diversos aspectos devem ser observados para desenvolver um projeto de prótese que alie durabilidade e alto desempenho, como o ângulo de contato com o chão (KE et al., 2017), espessura e largura da prótese (ISMAIL et al., 2020), rigidez e posição do centro de massa (HOBARA, 2014).

A análise biomecânica das próteses de fibra de carbono são comumente generalizadas em um modelo massa mola simplificado (HOBARA, 2014), no qual a eficiência da prótese pode ser medida pela variação energética entre o carregamento e descarregamento. Nesse caso, próteses de alta performance apresentam menor variação de energia. Assim, no modelo ideal toda a energia que é armazenada no carregamento é liberada no descarrega-

mento.

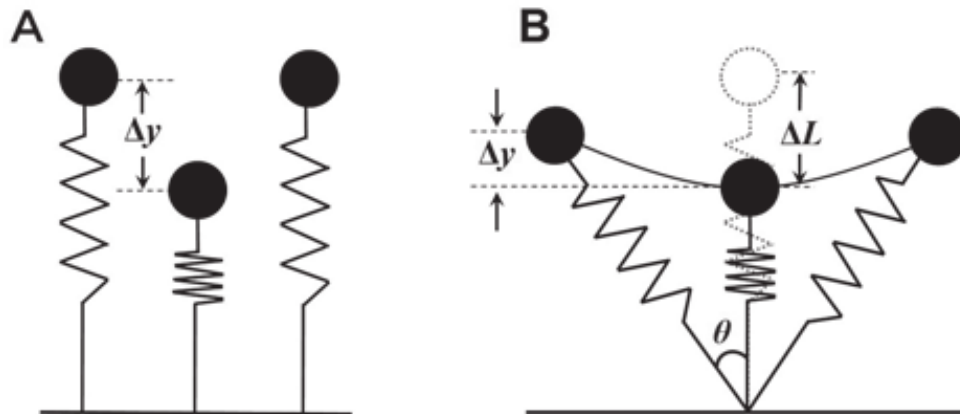


Figura 6: Modelo de massa-mola para salto (A) e corrida (B) Representam o modelo de uma mesma prótese para as diferentes ações. Este modelo consiste em uma massa suportada por uma mola linear. O modelo é mostrado no início da fase de contato com o solo (esquerda), no meio da fase de contato com o solo (meio) e no final da fase de contato com o solo (direita). Figura extraída de (HOBARA, 2014)

Na figura 6, o modelo B representa o deslocamento vertical máximo do centro de massa e a compressão da mola da perna durante o contato com o solo, que são representados por Δy e ΔL , respectivamente. O ângulo θ é a metade do ângulo percorrido pela mola da perna durante o contato com o solo.

Na figura 7, temos três tipos de angulações comumente usados em próteses de corrida variando de 20° até 50° . De acordo com (KE et al., 2017), quanto maior ângulo de contato da prótese com o chão maior a velocidade de restituição energética, o que é um fator importante quando se trata de próteses específicas para corrida e que usaremos posteriormente na ponderação dos nossos resultados.

2.2 Próteses comerciais

Conforme já mencionado, as regras de competição proíbem uso de próteses ativas (HOBARA, 2014). Dessa forma, este estudo abrange apenas as próteses de corrida passivas, no qual a energia é acumulada na forma de energia potencial elástica no movimento de contato com o solo e é liberada no movimento de saída do solo. Um estudo sobre as próteses mais usadas e encontradas no mercado são resumidas na figura 8.

(HOBARA, 2014) conclui que os formatos de próteses seguem um padrão, todas tem o formato característico de L, e as mais usadas pelos atletas são as feitas de fibra de carbono. Com isso, limitamos bastante nosso escopo de próteses, facilitando a análise.

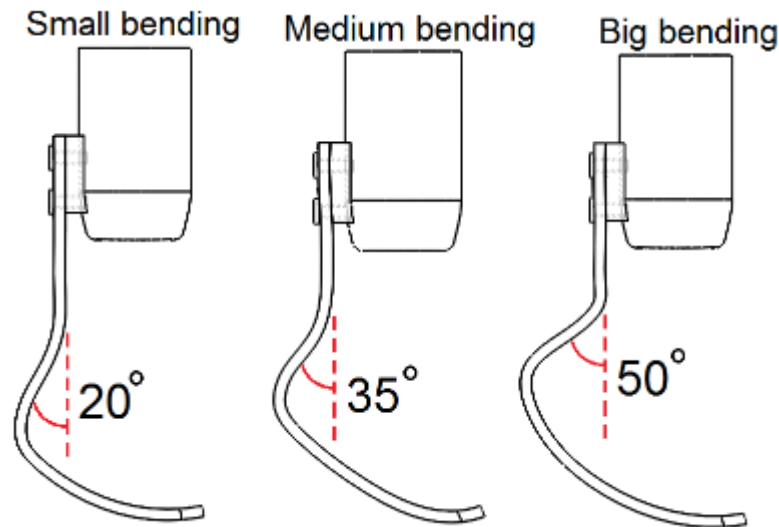


Figura 7: três modelos de simulação de elementos finitos do Flex Foot. Figura extraída de (KE et al., 2017)

Este estudo tem como foco as próteses mais utilizadas em corridas, listados pela atleta Caroline da Silva Barbarino, que compreende dois produtos da Össur e uma prótese da OttoBock. O modelo Cheetah Xtreme, da marca Össur, é apresentado na figura 10 e tem como característica o grande impulso, indicado para curtas distâncias. Outro modelo da mesma fabricante, a Cheetah Xtend (figura 9) possui características estruturais para uma corrida confortável de maior duração, sendo indicada para curtas e longas distâncias. E o modelo Sprinter 1E90 da OttoBock (figura 11) é versátil, podendo ser utilizado em atletas amputados transfemorais e transtibiais.

2.3 Requisitos

Para as próteses os requisitos são:

Peso máximo da prótese: as próteses específicas para corrida devem ser leves, para não exigir demais do corpo do atleta. De acordo com (ISMAIL et al., 2020), o peso padrão para próteses de corrida é de 565 gramas, valor utilizado como parâmetro do protótipo proposto neste estudo.

Eficiência energética: de acordo com (CZERNIECKI; GITTER; MUNRO, 1991), a flex foot possui eficiência energética de cerca de 84% em uma caminhada com velocidade de 2,8 m/s. Esse valor é utilizado de referência para os primeiros testes do modelo proposto neste estudo para efeito comparativo da análise virtual da prótese otimizada com os valores encontrados na literatura.

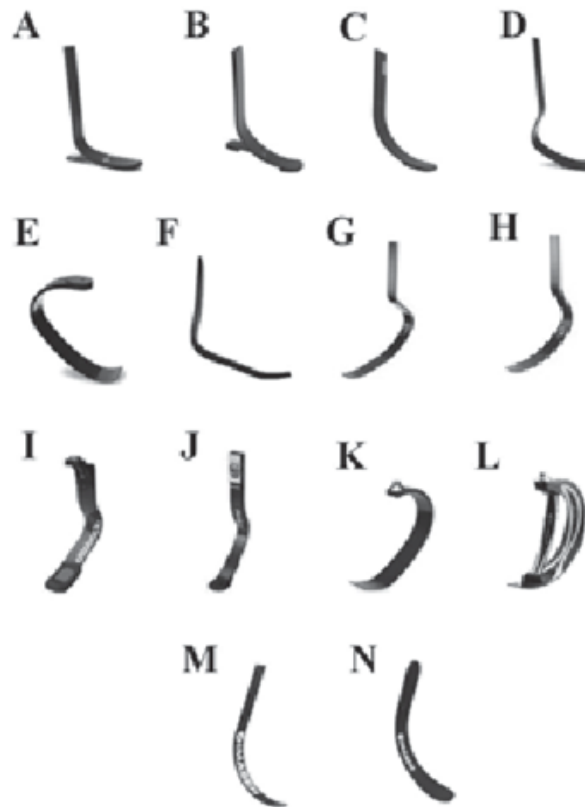


Figura 8: Exemplos típicos de próteses específicas para corrida (A a F foram adaptados de Lechlar e Lilja, [29]). A: Flex-Foot (Modular III; Össur), B: Flex-Sprint II (Össur), C: Flex-Sprint I (Össur), D: Flex-Sprint III® (Cheetah; Össur), E: Flex-Run™ (Össur), F: Symes-Sprint (Össur), G: Cheetah Xtreme® (Össur, <https://www.ossur.com>), H: Cheetah Xtend (Össur, <https://www.ossur.com>), I: 1E90 (Sprinter, OttoBock, <http://www.ottobockus.com>), J: 1C2 (C-Sprint®, <http://www.ottobockus.com>), K: Nitro (Freedom Innovation, <http://www.freedom-innovations.com>), L: Catapult™ (Freedom Innovation, <http://www.freedom-innovations.com>), M: SP1100 (KATANA, IMASEN Engineering Corporation, <http://www.imasengiken.co.jp/>), N: Rabbit (IMASEN Engineering Corporation). Figura extraída de (HOBARA, 2014).



Figura 9: Prótese Cheetah Xtreme. Figura extraída de (Össur, <https://www.ossur.com>)



Figura 10: Prótese Cheetah Xtend. Figura extraída de (Össur, <https://www.ossur.com>)



Figura 11: Prótese 1E90.
<http://www.ottobockus.com>)

Figura extraída de (Sprinter, OttoBock,



Figura 12: Atleta Caroline da Silva Barbarino, imagem disponibilizada pela atleta.

Carga Máxima: esse parâmetro varia com o peso do atleta utilizado. Usando como exemplo o modelo usado nos estudos de (ISMAIL et al., 2020), para um modelo de usuário com 125 a 147 kg, a carga estática máxima suportada pela próteses é calculado multiplicando por oito o peso do atleta. No caso a prótese deve suportar uma carga estática entre 9800 e 11525 N, para nosso estudo usaremos fibra de carbono como material devido suas propriedades tanto de peso como de resistência.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Antropometria

A antropometria é o estudo das medidas morfológicas do ser humano e pode ser dividida em varias áreas, como somatometria, cefalometria, osteometria, pelvimetria, odontometria (SANTOS; FUJÃO, 2003). Para este estudo vamos abordar com mais detalhe a somatometria, que é estudo das dimensões corporais do ser humano, do qual utilizaremos as medidas de comprimento dos membros, altura e peso.

Para determinar as medidas das próteses utilizaremos como base o estudo de somatometria feito por (SILVA; MONTEIRO, 2009), que avalia as dimensões dos membros do corpo humano, considerando a população brasileira como foco de estudo. Em nosso estudo de próteses de corrida utilizaremos a altura popliteal, representada na figura 13, que é a distância vertical da sola do pé até o ângulo poplíteo do joelho.

Na tabela 1 estão ilustradas as medidas somatometricas retiradas de (SILVA; MONTEIRO, 2009) que serão utilizadas como referência em neste estudo.

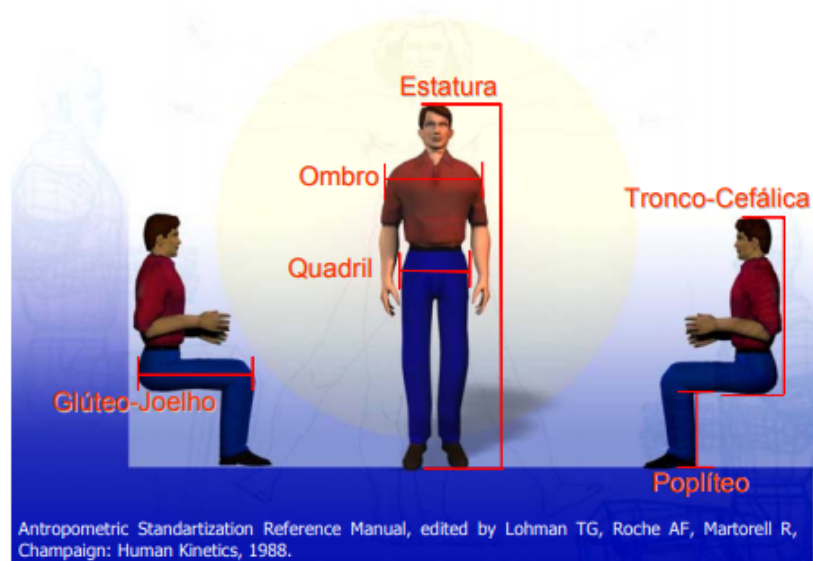


Figura 13: Ilustração das medidas antropométricas utilizadas no estudo de (SILVA; MONTEIRO, 2009)

No	Medias somatométricas brasileiras	Valores
1	Altura	1731 mm
2	Peso	82,8 kg
3	Altura Popliteal	450 mm
4	Altura do Joelho	551 mm

Tabela 1: Médias somatométricas, valores retirados de (SILVA; MONTEIRO, 2009)

O tamanho máximo da prótese é de 580 mm utilizando como referência a estrutura muscular de atletas de corrida do tipo sprint. A figura 14 apresenta as dimensões da lâmina da prótese inicial do nosso estudo.

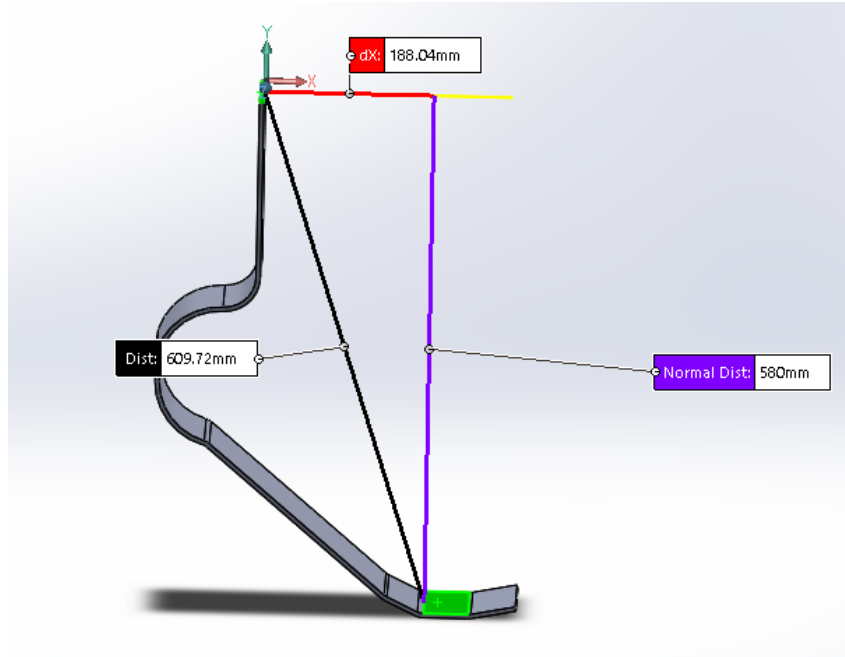


Figura 14: Medidas da prótese modelada em software de CAD

3.2 Biomecânica da caminhada

(TEIXEIRA, 2010) descreve a biomecânica como “um dos métodos para estudar a maneira como os seres vivos (principalmente o ser humano) se adaptam às leis da mecânica quando realizam movimentos voluntários”. A partir do estudo biomecânico da marcha humana, podemos compreender de que forma os músculos, tendões, cartilagens e ossos interagem com as cargas e sobrecargas durante a caminhada.

O esporte tem utilizado esse campo de conhecimento como ferramenta de melhoria de performance dos atletas, pois a partir do estudo dos princípios biomecânicos é possível adequar os movimentos do atleta para explorar ao máximo os limites do corpo. O atleta Usain Bolt é um exemplo da utilização desses estudos, que permitiu à sua equipe identificar a deficiência de largada do atleta e modificar os treinamentos e a forma de correr (PARANHOS, 2008).

A marcha humana é um movimento complexo e composto pela repetição de um ciclo, que se inicia com o primeiro contato do pé no chão e finaliza quando este mesmo pé entra em contato com o solo novamente (VAUGHAN et al., 1992). O ciclo de marcha é dividido em duas fases principais: a fase de apoio e a fase de balanço.

Na marcha de um indivíduo comum, a fase de apoio é definida pelo intervalo em que o pé fica em contato com o solo e corresponde a 60% do ciclo completo de marcha. A fase de balanço corresponde a 40% do ciclo de marcha e é o período no qual o membro não

faz contato com o solo.

O ciclo de marcha é analisado utilizando uma perna como referência. Nesse sentido, a repetição do ciclo em cada uma das pernas ocorre de forma alternada, promovendo a transferência do peso do corpo para a perna de apoio enquanto a outra perna é erguida em sua fase de balanço. Durante a progressão horizontal da caminhada, essa transferência de peso alternada entre as pernas é o que permite a caminhada em degraus e superfícies irregulares (CAPARELLI et al., 2017). A figura 15 apresenta as fases do ciclo de marcha, no qual as sub fases de duplo suporte representam os pontos de transferência do peso do corpo entre as pernas.

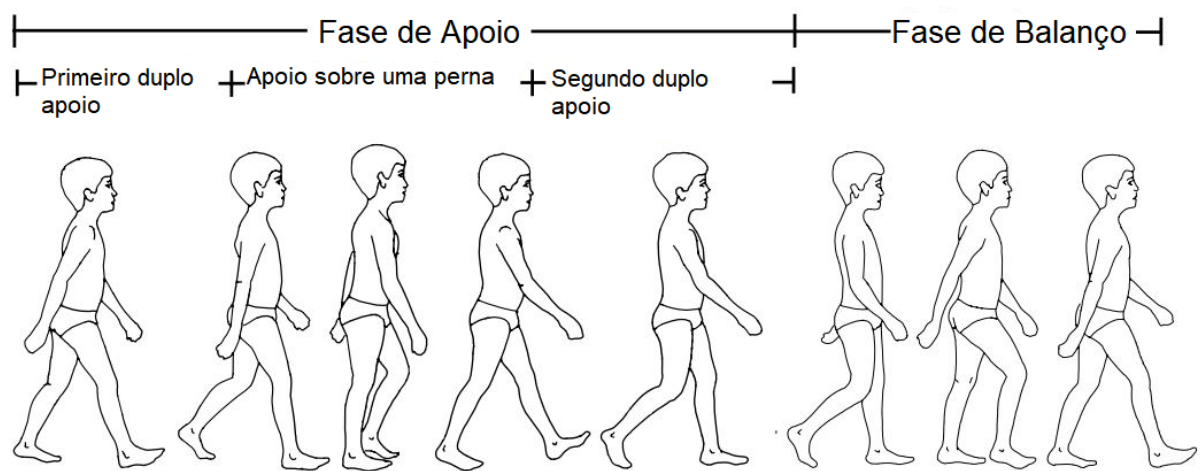


Figura 15: Fases do ciclo da marcha humana. Figura adaptada de (VAUGHAN et al., 1992)

3.3 Próteses de membro inferior

As próteses de membros inferiores são utilizadas para suprir a falta de uma parte do corpo e são projetadas para garantir conforto e segurança na prática esportiva. O nível de amputação é utilizado para definir a prótese adequada: utiliza-se a prótese transfemoral para amputações na região da coxa, e a prótese transtibial para amputações no nível da perna, região entre o joelho e o tornozelo. Neste estudo focaremos nas próteses transfemorais.

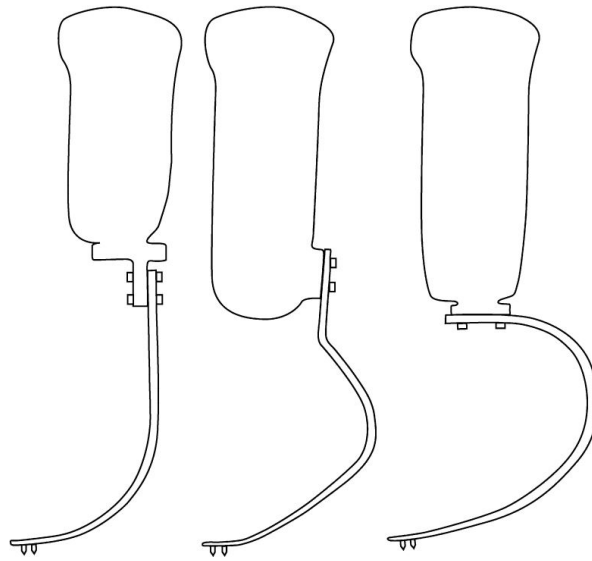


Figura 16: Design das principais próteses utilizadas. Figura extraída de (PAILLER et al., 2004)

Os principais modelos de prótese da fabricante Ossur são representados na figura 16. Os modelos em formato "C", como o Flex-Run (direita), são projetados para atividades de alto impacto, como o jogging recreativo e corridas de longa distância. Diferentemente das outras duas próteses ilustradas na figura 16, a Flex-Run apresenta fixação na parte inferior do soquete, conectando-se à face externa da lâmina por meio de um parafuso.

Na figura 16 também são representados os modelos com lâmina em formato "J", como a Cheetah (centro) e Flex-Sprint (esquerda), que são projetados para corridas do tipo "sprint", no qual é necessário completar um percurso curto em alta velocidade. A fixação nessas lâminas é realizado por meio de um parafuso horizontal que conecta a face interna da lâmina com a lateral do soquete. Nesse estudo focaremos nas próteses desenvolvidas para corridas de curta distância (sprint), utilizando como modelo inicial a estrutura de lâminas em formato "J".

4 MODELO VIRTUAL DA PRÓTESE

4.1 Modelagem CAD

Com o objetivo de analisar o desempenho do material das próteses, usamos como base as medidas do estudo (ALIZADEH, 2020), e a partir dessas medidas criamos um modelo em CAD que permitirá sua simulação numérica, na figura 17 podemos ver o modelo em CAD e na figura 18 as medidas usadas na modelagem .

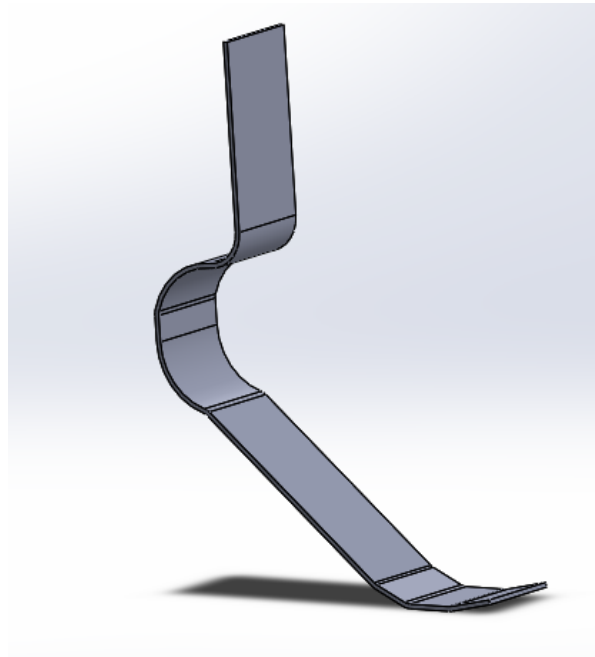


Figura 17: Modelo de prótese criada em CAD

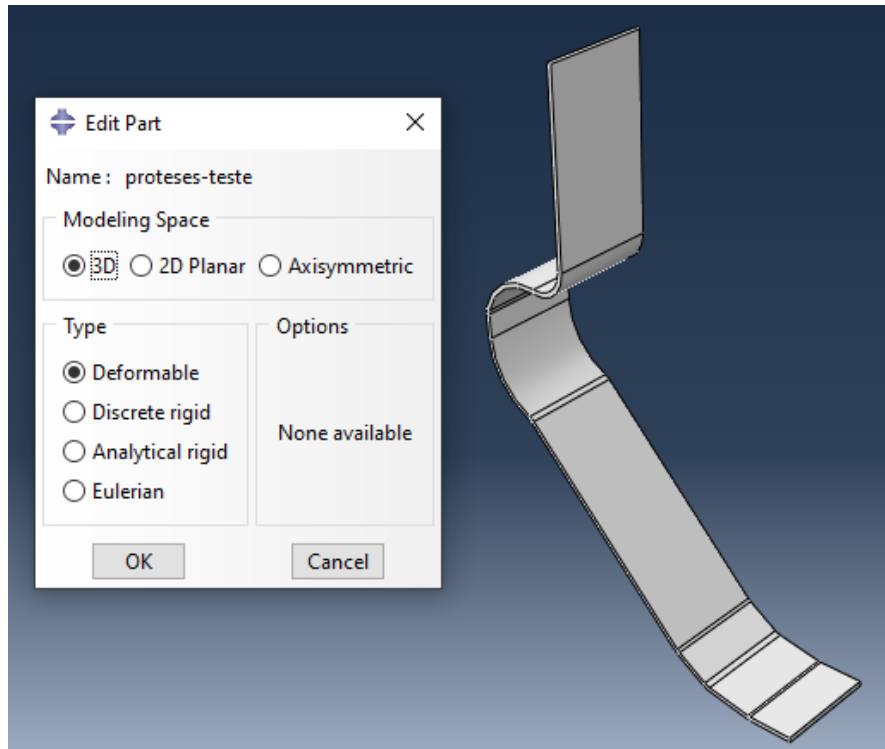


Figura 19: Importação do modelo para o Abaqus

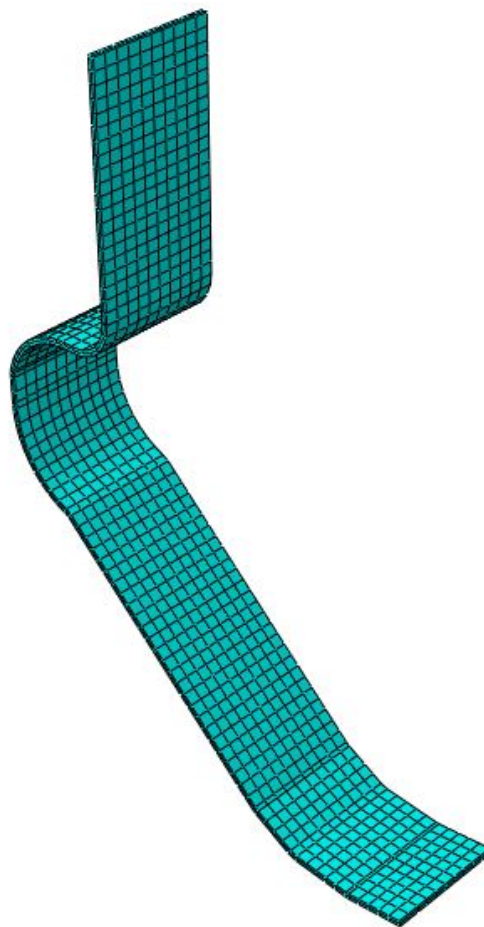


Figura 20: Criação do Mesh

A lâmina da prótese foi posicionada com sua base paralela ao solo a uma distância de 10mm.

Foi determinado o contato entre a superfície da parte inferior da lâmina e o chão rígido. Essa interação foi feita com o objetivo de simular a prótese no ambiente real, no qual o atrito com o solo é responsável por impulsionar a perna para frente. O atrito entre a base da prótese e o solo foi modelado de acordo com (ALIZADEH, 2020), que sugere um coeficiente de atrito de 0,25.

Todos os graus de liberdade da superfície rígida que representam o solo foram restritos, conforme ilustra a figura 21.

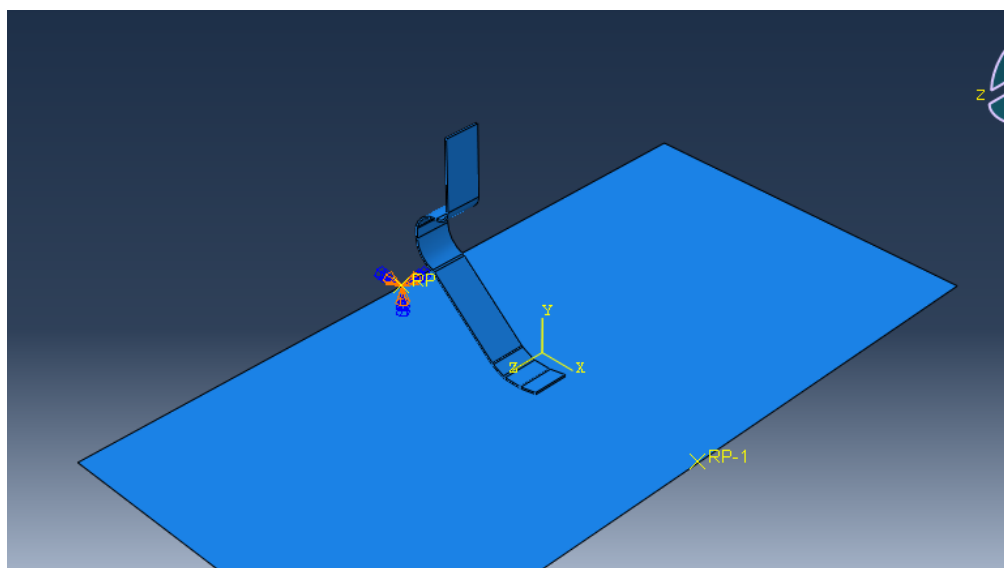


Figura 21: Criação de engaste

O estudo inicial será realizado no cenário em que a prótese é submetida ao maior carregamento. No estudo de (ALIZADEH, 2020) utiliza-se o momento em que o atleta está em velocidade máxima durante a corrida e apoiado totalmente sobre uma prótese. Neste estudo também adotaremos esse momento da passada como referência de análise e adotaremos como velocidade horizontal $V_x = 7.000 \text{ mm/s}$, valor médio da velocidade horizontal de um atleta durante uma corrida. (SANTOS; GUIMARÃES, 2002).

A prótese foi modelada também com uma velocidade vertical, considerando a situação de máximo impacto. Foi adotado o movimento em corridas de obstáculo, em que as lâminas sofrem grande impacto durante o salto. Nesse tipo de prova os obstáculos utilizados em corridas olímpicas tem 0.91 metros.

Utilizando a expressão

$$V_y = \sqrt{u^2 + 2 * g * d_u} \quad (4.1)$$

com a velocidade inicial $u = 0 \text{ mm/s}$, e $g = 9.810 \text{ mm/s}^2$.

Adotamos $d_u = 1.000 \text{ mm}$ e obtemos a velocidade vertical $V_y = 4.420 \text{ mm/s}$. A figura 22 apresenta a aplicação das velocidades vertical e horizontal em toda a estrutura da lâmina.

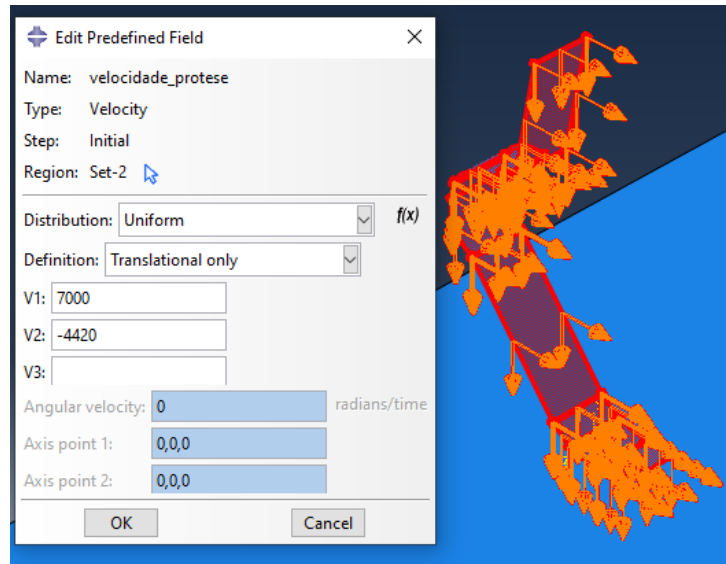


Figura 22: Aplicação das velocidades na prótese de testes

Com o objetivo de determinar e entender as forças consideradas e os respectivos pontos de aplicação, usamos como base os valores do estudo de (ALIZADEH, 2020) aplicando duas forças na estrutura. A figura 23 ilustra as forças aplicadas, na qual as setas em roxo mostram uma força de tração superficial que representa o peso do atleta sobre a prótese.

A força peso foi aplicada na superfície interna superior da prótese com o objetivo de

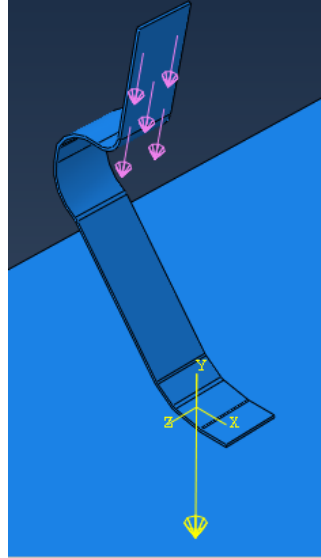


Figura 23: Aplicação das forças na prótese de testes

simular a força que os parafusos de encaixe do molde realizam sobre a lâmina. O modelo também possui uma força distribuída sobre todo o volume que representa a gravidade, mostrada em amarelo na figura 23.

Como o objetivo principal de nosso estudo é entender como funciona a mecânica estrutural das próteses comerciais, começamos usando a modelagem sugerida por (ALIZADEH, 2020). A análise inicial será realizada utilizando as propriedades do alumínio aeronáutico, e as simulações tem como objetivo principal a validação do comportamento da lâmina e comparação dos resultados deste estudo com a literatura. A partir da validação do modelo, refinaremos a análise com a utilização de camadas de fibra de carbono na estrutura da lâmina para aproximar a estrutura do modelo com as próteses vendidas comercialmente.

4.2.1 Resultados preliminares

Na primeira simulação analisamos a tensão de von Mises, as energias cinética e de deformação elástica em uma análise dinâmica explícita do impacto vertical da prótese, inicialmente a 10 mm do solo.

Buscando entender a distribuição de energias na prótese e comparar com os gráficos do estudo de (ALIZADEH, 2020), plotamos gráficos de energia pelo tempo. No gráfico da figura 24 é possível observar o momento em que a prótese inicia o movimento com a velocidade inicial configurada nesse instante a uma desaceleração brusca da prótese, e a maior parte da energia cinética transforma-se em energia de deformação, como pode ser

visto na figura 25.

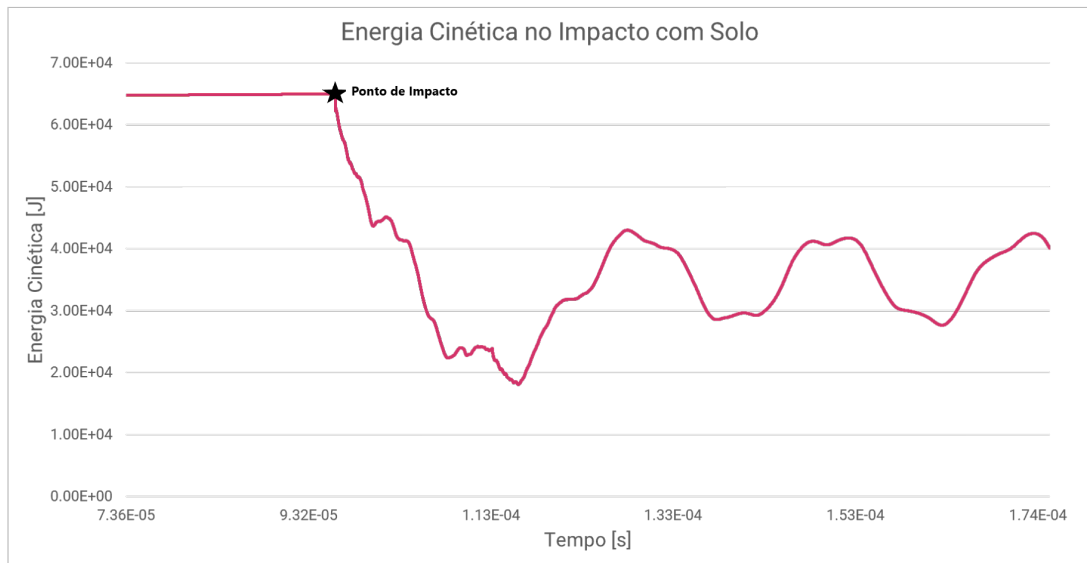


Figura 24: Energia cinética da lâmina no impacto

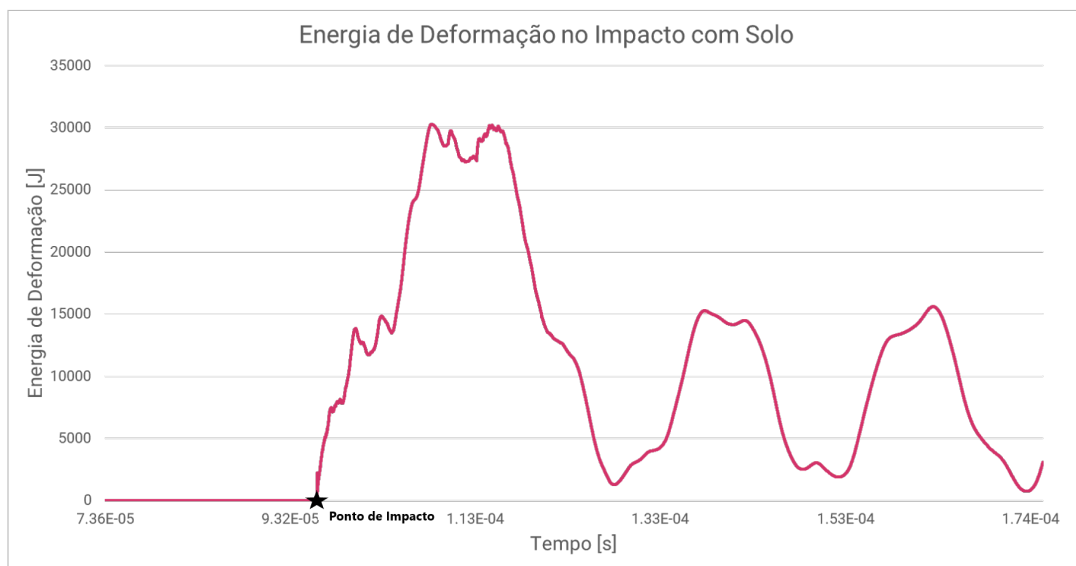


Figura 25: Energia de deformação da lâmina no impacto

Como ilustra a figura 25, após o fim do contato da lâmina com o solo, há uma queda da energia de deformação devido a restituição elástica e a prótese retorna ao estado não deformado.

Assim após o instante de impacto em $t=0.1 \times 10^{-3}$ s, a prótese já restituiu a energia de deformação e a partir desse instante a curva do gráfico não é mais relevante para o estudo.

Quando comparados com os gráficos de (ALIZADEH, 2020), é possível ver uma pequena diferença de valores, essa diferença é devido a mudanças no desenho da prótese,

que difere um pouco devido a falta de informação de algumas medidas.

O modelo por ele desenhado foi concebido dentro do software Abaqus, enquanto o modelo deste estudo foi exportado de um software de modelagem CAD, o software SolidWorks.

Desconsiderando essas pequenas diferenças temos gráficos com curvas semelhantes, que apresentam comportamento similar aos estudos da literatura, como é possível ver na figura 26, validando assim a primeira parte do modelo e permitindo o avanço do estudo na confecção de estudos mais avançados, usando estruturas em fibra de carbono.

Figura 26: Simulação do impacto da prótese durante a passada.

5 ESTUDO COMPARATIVO DAS PRÓTESES EM FIBRA DE CARBONO

5.1 Próteses em Fibra de Carbono

As próteses mais vendidas atualmente são feitas em fibra de carbono. O material possui várias propriedades vantajosas em relação aos metais anteriormente utilizados, como a maior resistência, resiliência elástica e menor densidade, que ajudam na diminuição do peso da prótese. Dessa forma, usaremos a prótese em fibra de carbono para futuras análises.

Usando como base o modelo criado no capítulo 4 substituiu-se o material alumínio por fibra de carbono. O material tem as propriedades mostradas na tabela 3.

Percebe-se que o modelo é anisotrópico, isto é, as propriedades elásticas são diferentes nas diferentes direções. As propriedades estão relacionadas à direção das fibras.

Foi atribuída à fibra de carbono uma densidade de 1.400 Kg/m^3 , valor 2 vezes inferior em relação ao do alumínio.

Propriedades Mecânicas	Valores
Coefficiente de Poisson	0,321
E1	123.520 MPa
E2	6.516 MPa
G12	2.494 MPa
G13	2.494 MPa
G23	2.300 MPa

Tabela 3: Tabela de Propriedades da fibra de carbono, valores retirados de (RAPPOLT, 2015)

Foi realizada a modelagem com 3 camadas de fibra de carbono, as camadas externas possuem 1,5 mm de espessura e a camada mais interna é de 2 mm de espessura.

A disposição da fibra segue diferentes orientações, com -45° na camada mais externa, 0° na camada central e 45° na camada interna. Na figura 27, podemos observar a orientação

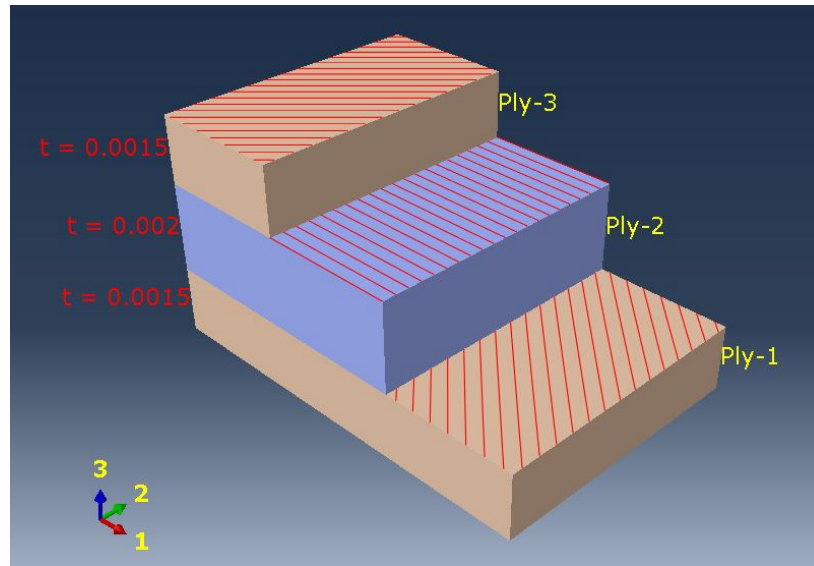


Figura 27: Estrutura da prótese com a fibra de carbono em diferentes orientações

da fibra em relação à prótese.

5.1.1 Análise do modelo A de fibra de carbono

Para comparação do modelo de fibra de carbono com os resultados obtidos anteriormente com o alumínio, realizamos a simulação no software Abaqus e coletamos dados para a análise da variação da energia cinética, energia de deformação e a tensão de von Mises.

A figura 28 apresenta a energia cinética da prótese A durante o movimento:

A partir dos dados do gráfico de energia cinética da prótese modelada em fibra de carbono, podemos comparar com os resultados da análise com o alumínio. Primeiramente, podemos ver que a energia cinética da figura 28 é bem menor se comparada com os valores da análise com fibra de carbono, cerca de 62% menor. Isso se deve ao fato da densidade da fibra ser bem menor, cerca de 2 vezes inferior, resultando em uma diferença proporcional na energia.

Na figura 28, também podemos ver a curva da energia cinética se aproximando do zero no instante $t = 2.75 \times 10^{-5}$ s, nesse instante ocorre a máxima transferência de energia cinética para energia potencial de deformação.

No gráfico da energia de deformação da figura 29 temos que a restituição de energia ocorre em um instante de tempo bem menor em comparação com a mesma análise da figura 25 usando o alumínio, essa característica da rápida restituição de energia é benéfica

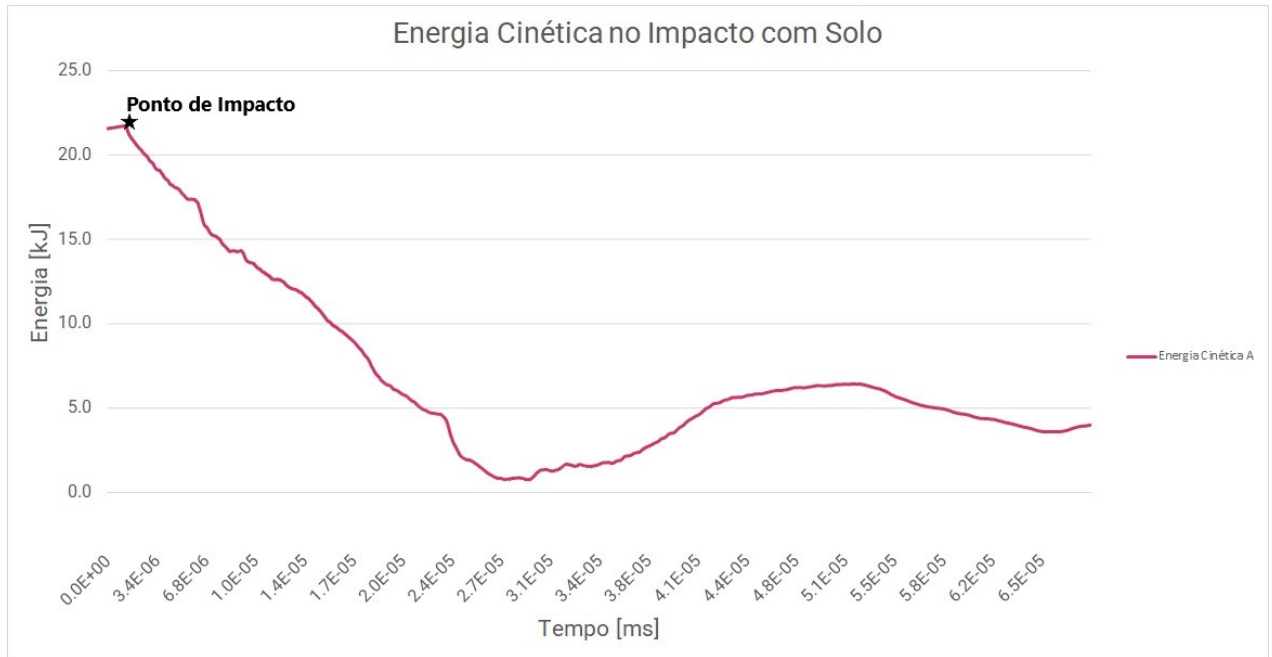


Figura 28: Energia cinética da lâmina de fibra de carbono A.

para próteses de corrida, pois auxilia o atleta no movimento de volta da perna.

Na figura 29, é possível notar o pico da energia de deformação no instante $t = 4.4 \times 10^{-5} \text{ s}$, a qual representa o máximo de energia de restituição, que é a energia responsável pelo movimento de retorno da perna do atleta.

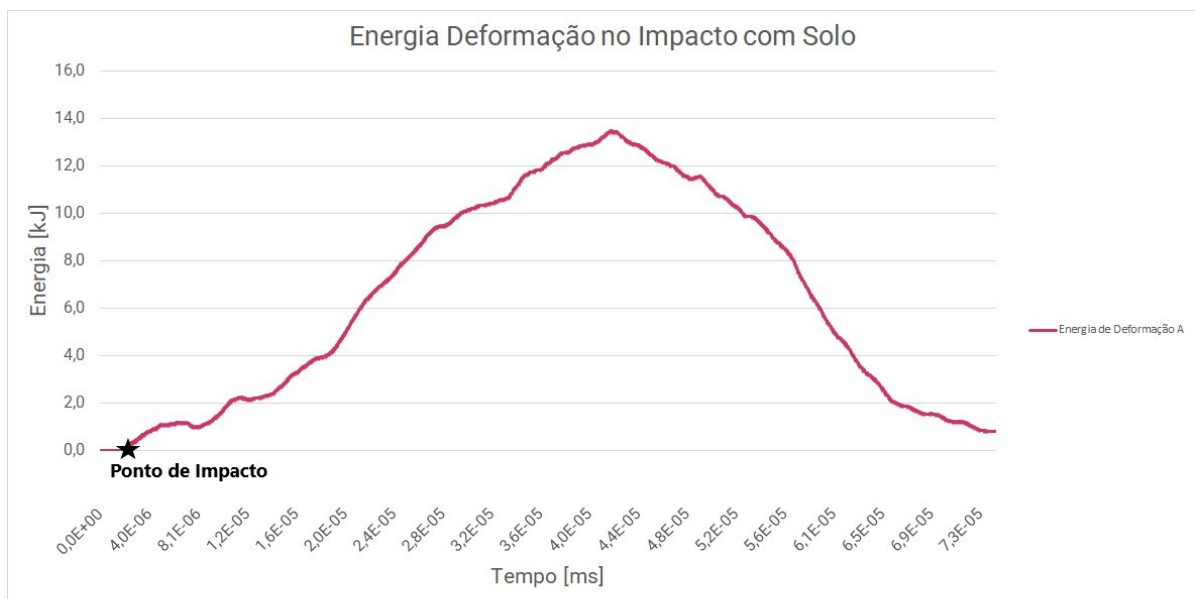


Figura 29: Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono A.

Analisando a tensão de von Mises da prótese A ilustrada na figura 30, observa-se

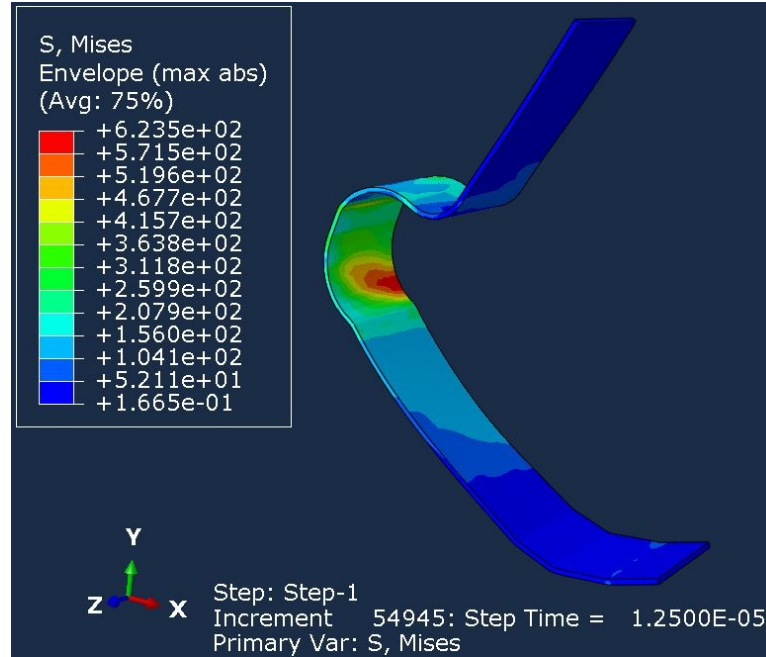


Figura 30: Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono A, no instante de máxima deformação elástica.

que para a mesma deformação conseguimos uma tensão menor com a fibra de carbono se comparado ao modelo de alumínio. A cor vermelha na figura representa a região de menor raio de curvatura com a maior concentração de tensão. A tensão máxima de 623 MPa está dentro do limite elástico do material de 1450 MPa (PAIVA; MAYER; REZENDE, 2006).

5.1.2 Análise do modelo B de fibra de carbono

Avançamos nosso estudo com a análise de um segundo modelo de prótese, inspirada na prótese da figura 10, que denominamos em nosso estudo como prótese B. A figura 31 mostra o modelo em elementos finitos utilizado. Para fins de comparação os mesmos parâmetros de material e condições iniciais apresentadas para a prótese A foram usados na B. Assim a partir do modelo virtual da prótese física, analisamos a variação da energia cinética, energia de deformação, e von Mises.

Na figura 32, temos a energia cinética da prótese durante o movimento. No momento em que a prótese toca o solo no instante $t = 6.7 \times 10^{-5}$ s, a velocidade cinética é mínima, podemos observar que a curva da prótese B segue o padrão e escala parecidas com a curva da prótese A, o que mostra que as próteses tem uma dinâmica energética semelhante, mesmo com a diferença de geometria e os instantes diferentes entre os pontos mínimos de energia cinética.

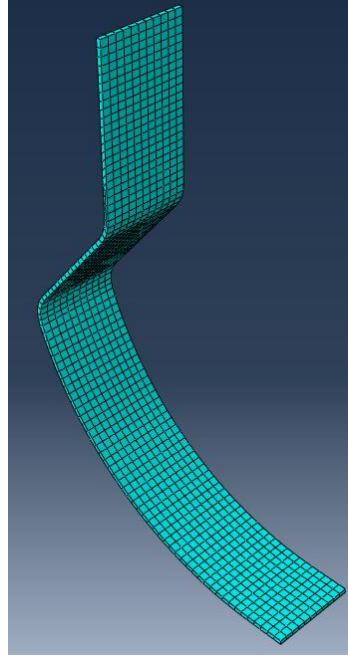


Figura 31: Modelo virtual da lâmina de fibra de carbono B.

Assim conseguimos identificar que esse tipo de próteses tem uma curva característica, o que corrobora com a verificação da análise.

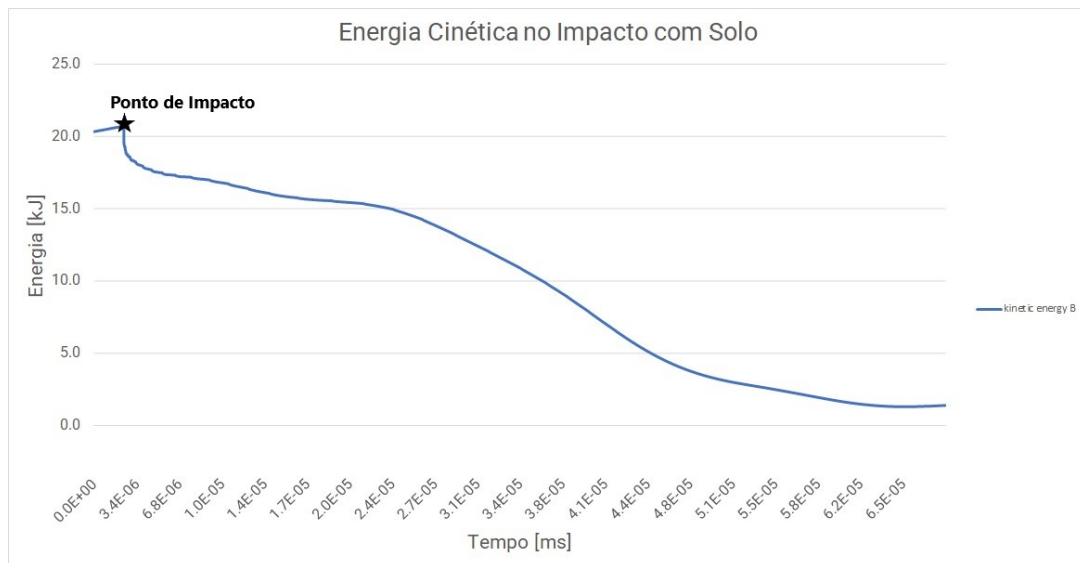


Figura 32: Energia cinética da lâmina B de fibra de carbono.

No gráfico da figura 33 podemos ver a energia de deformação, verifica-se que a curva cresce rapidamente, mas tem uma restituição mais lenta, prejudicando a eficiência da passada. Sendo o pico no instante $t = 6.7 \times 10^{-5} \text{ s}$

Analisando o gráfico da figura 34, podemos ver que a tensão de von Mises atinge valores menores se comparada com a prótese A, cerca de 538 MPa. Similar ao caso da

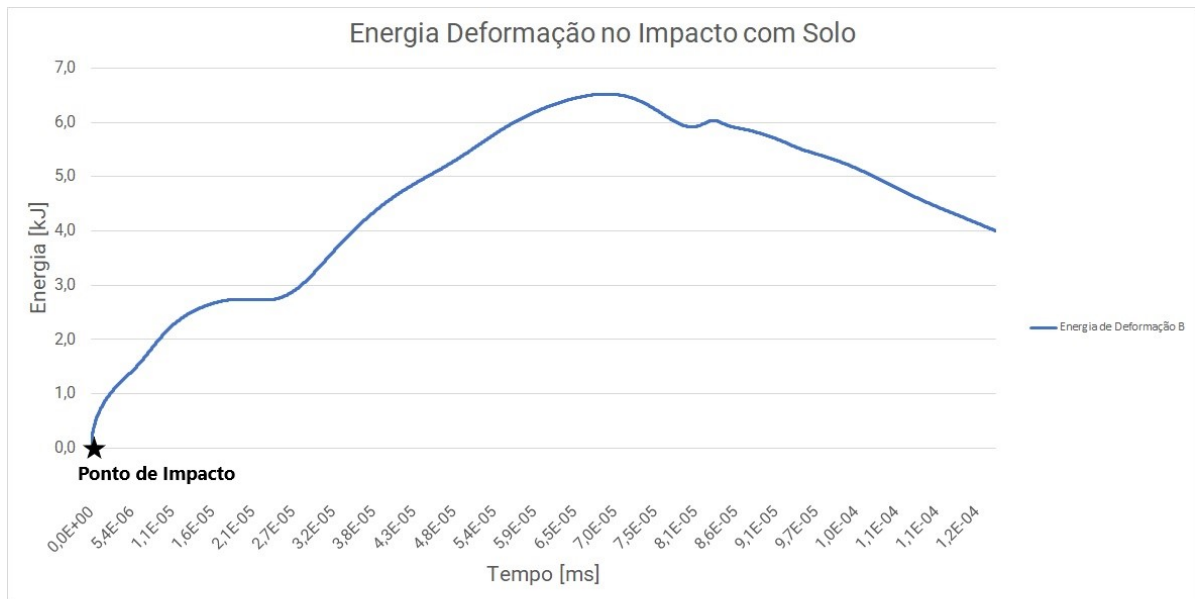


Figura 33: Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono B.

prótese A, os maiores valores ocorrem na região de menor raio, que naturalmente é uma área concentradora de tensão. E como a prótese A, está dentro do limite elástico calculado de 1450 MPa (PAIVA; MAYER; REZENDE, 2006).

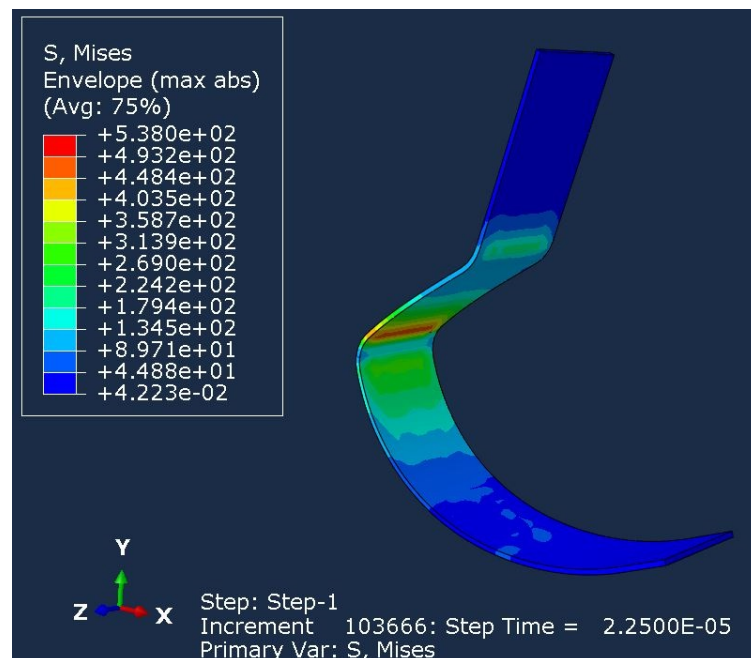


Figura 34: Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono B, no instante de máxima deformação elástica.

Dos dados obtidos com a simulação, conclui-se que a prótese B se caracteriza pelo

maior tempo de restituição elástica em relação à prótese A, mas com um menor pico de tensão.

5.1.3 Análise do modelo C de fibra de carbono

Para o modelo C usaremos a prótese da figura 9 como referência, que denominamos em nosso estudo como prótese C. A figura 35 mostra o modelo em elementos finitos utilizado. E como as anteriores, a prótese C será analisada em MEF de modo similar às próteses anteriores A e B.

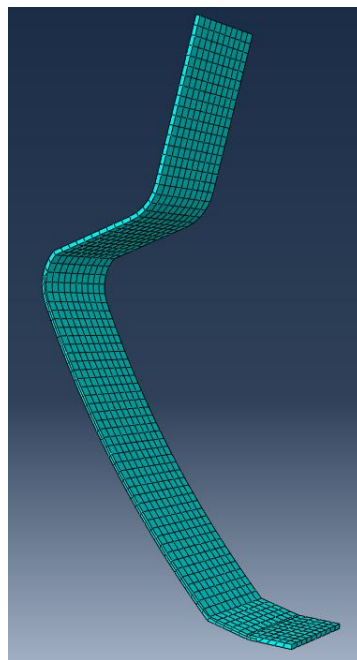


Figura 35: Modelo virtual da lâmina de fibra de carbono C.

A energia cinética da figura 36, mostra que a prótese C apresenta uma curva condizente com as curvas obtidas com a prótese A e B, tendo valores iniciais parecidos e apresentando pequenas diferenças devido as divergências de peso. Também é possível observar que a energia de C aproxima-se do valor mínimo no instante $t = 4.1 \times 10^{-5}$ s, tempo menor que B e maior que a prótese A.

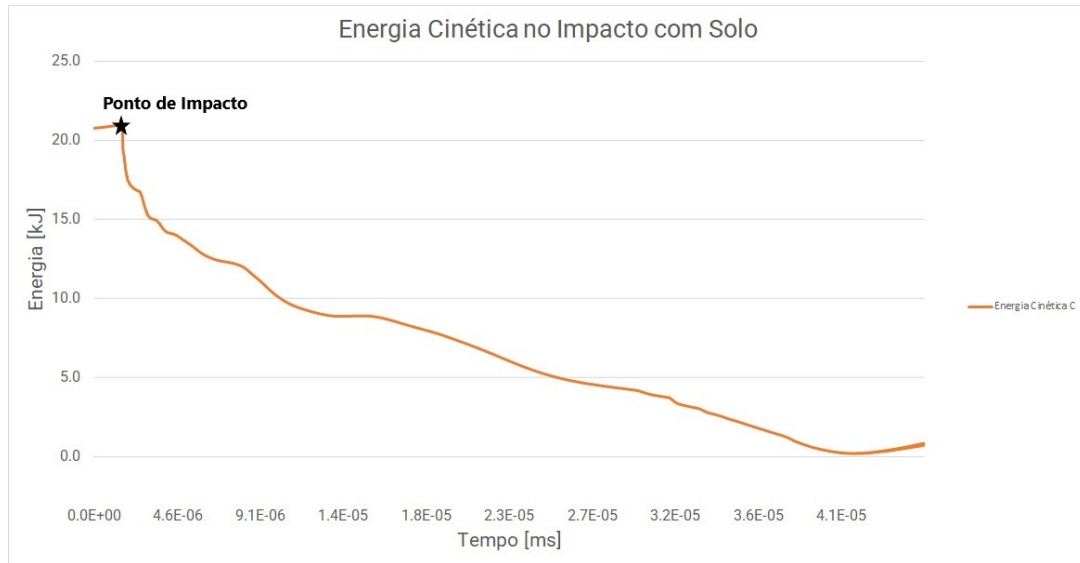


Figura 36: Energia cinética da lâmina de fibra de carbono C.

No gráfico de energia de deformação da prótese C na figura 37 podemos ver que a ordem de grandeza é condizente com as análises anteriores, porém a restituição da prótese C é mais lenta que a restituição de B, tendo seu pico perto de $t = 4.1 \times 10^{-5}$ s. Essa lentidão na conversão de energia de deformação em energia cinética é um fator negativo para esse tipo de prótese, uma vez que apenas uma parte da energia será restituída durante a passada. Isso ocorre devido a alta velocidade de passadas durante a corrida, que é ilustrado no capítulo 3.

Assim com essa demora de restituição não haveria tempo para a prótese voltar ao estado não deformado antes do atleta reiniciar o movimento de tocar a prótese no solo outra vez, o que faria com que muita energia de deformação fosse perdida, em vez de ser utilizada como impulso no movimento de restituição.

A tensão de von Mises apresentada no gráfico da figura 38, ilustra o mesmo comportamento de concentração de tensão no ponto de menor raio, tendo um pico de 642MPa, que é um pouco maior que A, mas ainda dentro do limite elástico de 1450 MPa.

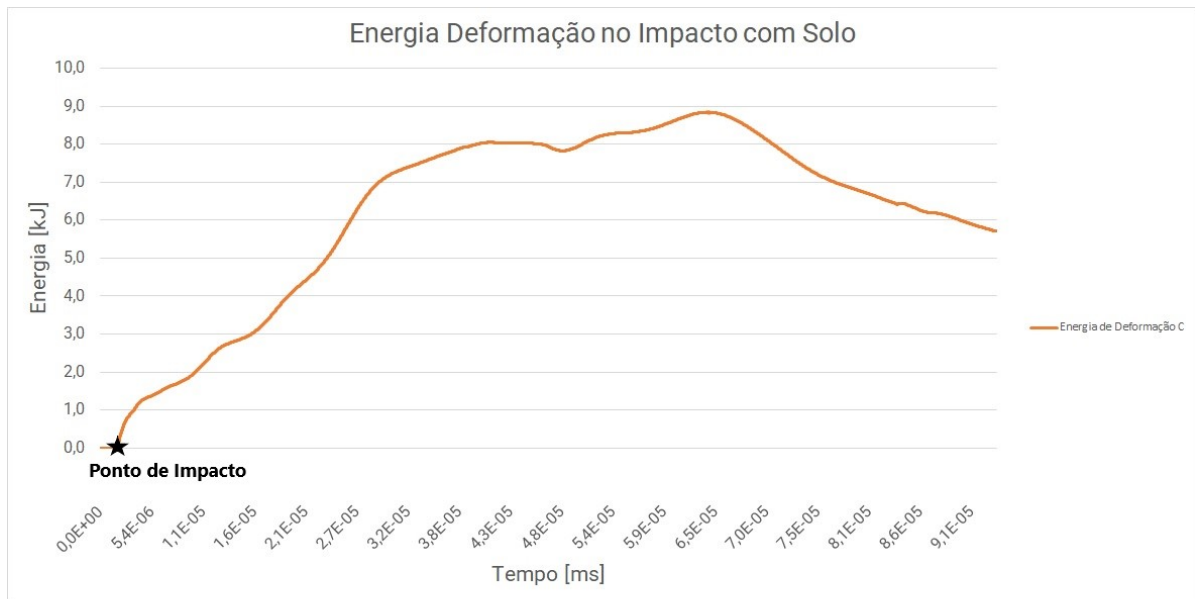


Figura 37: Energia de deformação elástica da lâmina de fibra de carbono C

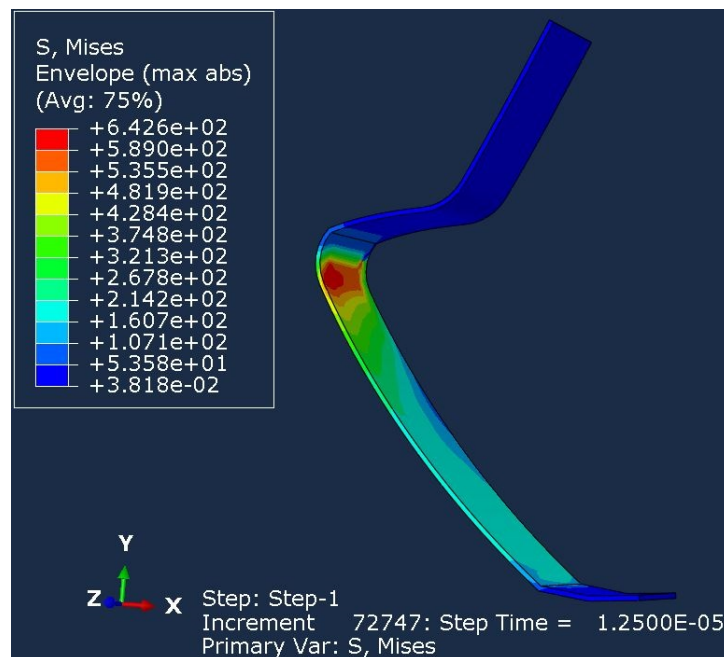


Figura 38: Perfil de tensão de von Mises na lâmina de fibra de carbono C, no instante de máxima deformação elástica.

5.1.4 Análise comparativa dos modelos em fibra de carbono

Com o objetivo de determinar qual é a prótese que melhor atende os requisitos de corrida do tipo sprint, faremos uma comparação entre os gráficos de energia cinética,

energia de deformação, energia total e tensão máxima de von Mises. A partir dessa análise, avaliaremos as características positivas e negativas de cada prótese para identificar a que melhor se adéqua a este tipo de corrida.

A partir do gráfico de energia cinética na figura 39, podemos observar que as três curvas apresentam um aspecto semelhante caracterizado por um pico no início e um decaimento posterior. Para próteses utilizadas em corridas do tipo sprint é interessante que a energia cinética tenha o decaimento mais rápido possível, o que representa a energia cinética do movimento sendo transformada em energia de deformação rapidamente. Nesse sentido, percebe-se que para uma mesma passada a prótese A apresenta um decaimento da energia cinética mais acentuado, seguido da prótese C e da B. Dessa forma, a prótese A apresenta uma vantagem ao propiciar uma rápida conversão de energia cinética em energia de deformação, que posteriormente será restituída fornecendo propulsão ao atleta.

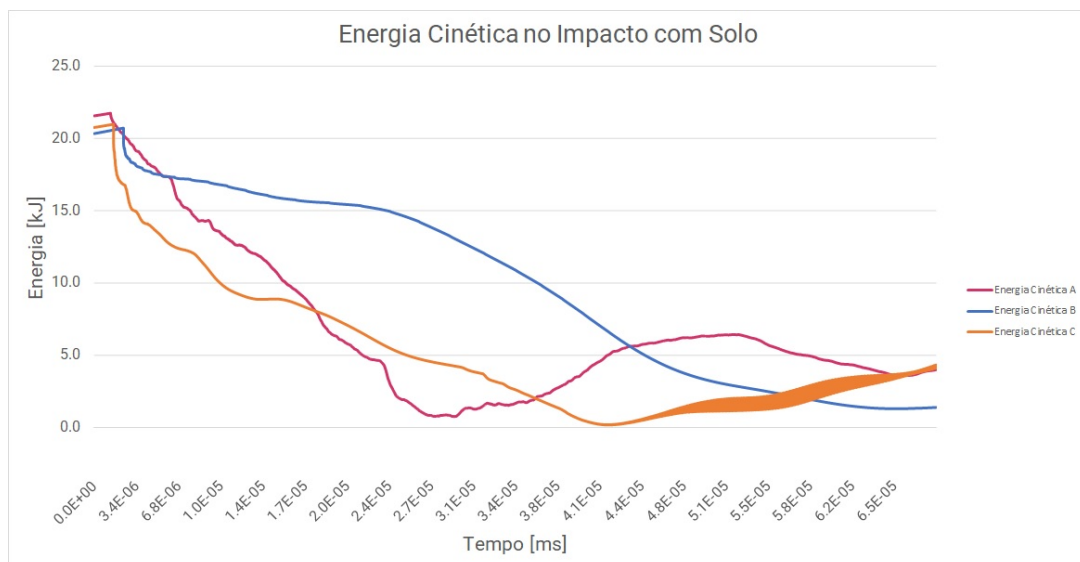


Figura 39: Energia cinética das lâminas de fibra de carbono.

Analisando o gráfico de energia de deformação na figura 40, podemos notar que a deformação e a restituição de A ocorre bem antes do que as curvas das próteses B e C. Nota-se também que a prótese A mesmo tendo um pico de energia maior, restitui a energia mais rapidamente, o que é um fator positivo nessa modalidade de corrida sprint, no qual destaca-se a grande velocidade do movimento. As curvas de B e C tem movimentos parecidos, tendo a prótese B o menor pico, mas assim como C demora bem mais para restituir.

No gráfico de energia total na figura 41, notamos que dentre as três curvas, a de A é a maior, seguida de C e B, o que faz sentido na validação da análise. Isso acontece porque

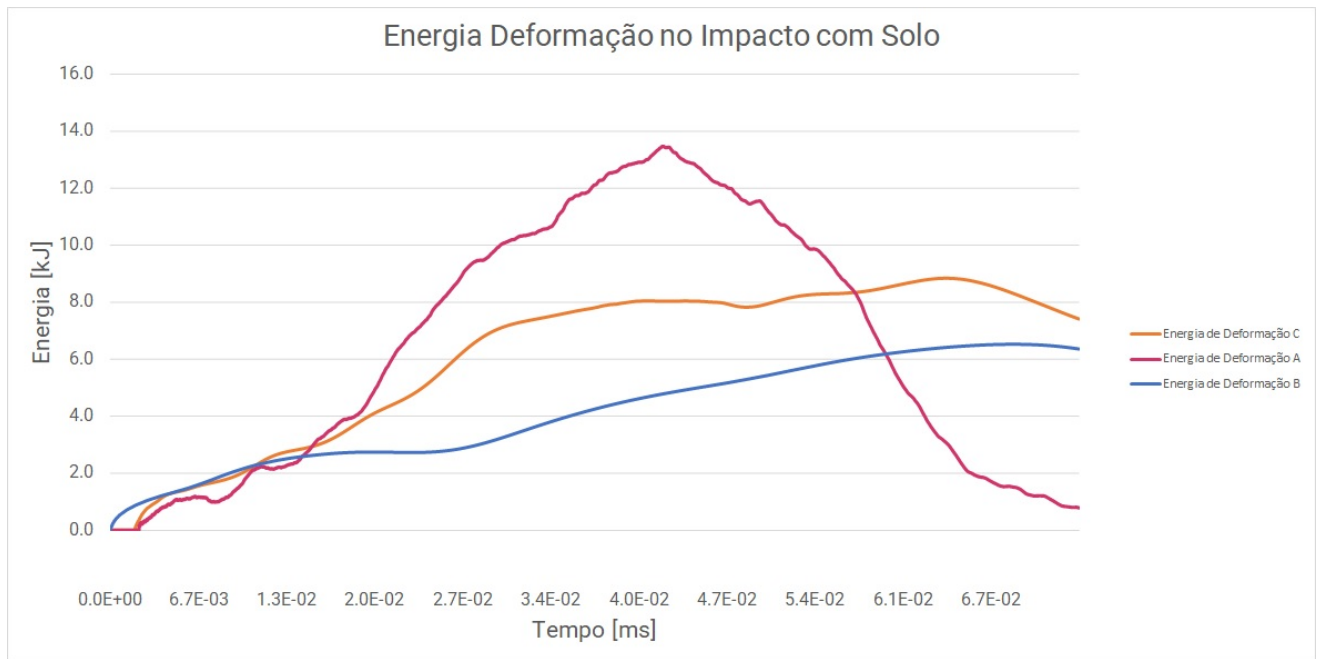


Figura 40: Energias de deformação elástica das lâminas de fibra de carbono.

no período de tempo analisado a prótese A conclui toda a sua deformação e restituição, enquanto as outras próteses ainda estão em processo de conclusão.

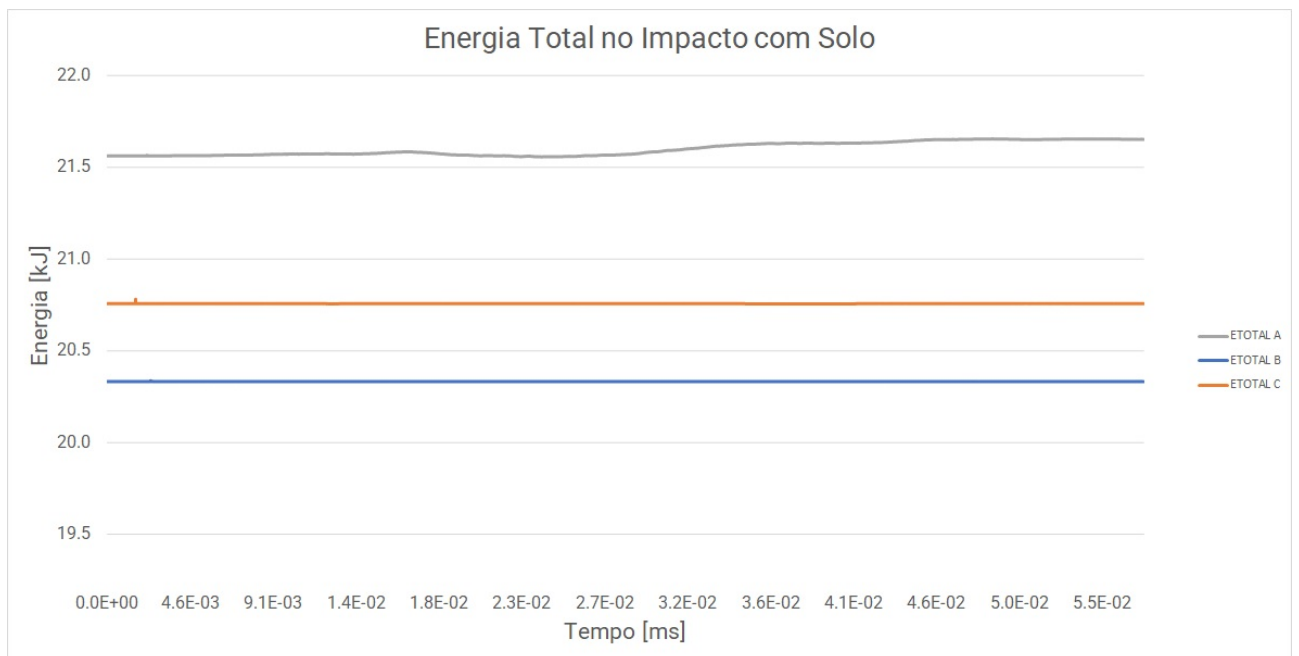


Figura 41: Energias Totais das lâminas de fibra de carbono.

Para A, B e C obtivemos os respectivos valores sendo, 623, 538, 642 MPa, que estão abaixo do limite elástico de 1450 MPa do material. Os valores similares de tensão de von

Mises abaixo do limite elástico são fatores que permitem verificar a segurança estrutural da prótese. Assim podemos concluir que todas as próteses estão dentro do limite, com um fator de segurança de 2,25 ou mais.

5.1.5 Conclusões Finais

Este trabalho de conclusão de curso surgiu devido a carência de estudos e informações de próteses comerciais para corrida, além da falta de trabalhos que apresentassem modelos de próteses em que possibilitasse a comparação, já que as empresas fabricantes não disponibilizam as medidas de seus modelos.

Com o objetivo de entender a influência das características do material e da geometria no desempenho, criamos modelos virtuais para simular uma passada durante uma corrida do tipo sprint, analisando dados de energia e definindo uma metodologia para futuros estudos científicos.

A partir dos resultados parciais que obtivemos, foi possível concluir que a modelagem realizada neste estudo apresenta resultados compatíveis com o modelo apresentado por (ALIZADEH, 2020). Pôde-se entender a distribuição de forças na prótese e como as condições de contorno devem ser aplicadas.

Na análise preliminar usamos como material o alumínio aeronáutico, material também utilizado no artigo de (ALIZADEH, 2020) e base para comparação dos resultados. Em seguida realizamos a modelagem utilizando o material compósito de fibra de carbono, comumente utilizado nas próteses comerciais, realizando o agrupamento das camadas da fibra de carbono em três diferentes orientações.

Da simulação virtual das próteses concluímos que o uso da fibra de carbono permitiu obter uma menor energia de deformação na lâmina e uma restituição de energia mais rápida, provando que a fibra de carbono melhora a performance da prótese de corrida.

Com o objetivo de comparar os 3 modelos de fibra de carbono utilizados, realizamos análises comparativas de energia e tensão durante o primeiro impacto com o solo durante a passada. A partir dos resultados obtidos podemos concluir que todas seguem o mesmo padrão de curva, mas o fator geometria influencia bastante nos valores finais tanto de energia como de tensões.

Logo podemos dizer que das 3 próteses comerciais analisadas, a prótese A apresentou as melhores propriedades no comparativo para próteses de corrida, tendo uma maior velocidade de restituição de energia, e uma tensão que está dentro dos limites aceitáveis,

com um fator de segurança de 2,33.

Por fim, concluímos que durante a elaboração deste trabalho todos os objetivos foram atingidos, o conhecimento sobre as próteses de corrida foi aprofundado e novas informações foram obtidas que contribuem para futuros trabalhos. Dessa forma, se torna possível a otimização da prótese, usando como referência os resultados obtidos, e avançar mais os conhecimentos desse tipo de tecnologia no meio científico.

REFERÊNCIAS

- WAGNER, E. *Molded sach foot*. [S.l.]: Google Patents, 1974. US Patent 3,833,941.
- HOBARA, H. Running-specific prostheses: The history, mechanics, and controversy. *Journal of the Society of Biomechanisms*, Society of Biomechanisms, v. 38, n. 2, p. 105–110, 2014.
- NOLAN, L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot and ankle surgery*, Elsevier, v. 14, n. 3, p. 125–129, 2008.
- GUZELBULUT, C. et al. Effects of prosthetic design parameters on running of unilateral transfemoral amputee. 2020.
- 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*, World Scientific, v. 17, n. 03, p. 1750055, 2017.
- SILVA, S.; MONTEIRO, W. Levantamento do perfil antropométrico da população brasileira usuária do transporte aéreo nacional–projeto conhecer. *Superintendência de Segurança Operacional, Gerência de Fatores Humanos em Aviação e Medicina de Aviação*, 2009.
- VAUGHAN, C. L. et al. *Dynamics of human gait*. [S.l.]: Human Kinetics Publishers, 1992.
- PAILLER, D. et al. Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur evolution in prostheses for sprinters with lower-limb amputation. In: *Annales de réadaptation et de médecine physique*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 47, p. 374–381.
- ALIZADEH, Y. Design and structural analysis of composite prosthetic running blades for athletes: A case of dynamic explicit analysis using abaqus cae. 06 2020.
- ISMAIL, R. et al. Computational analysis of running prosthesis design using finite element method. In: IEEE. *2020 7th International Conference on Information Technology, Computer, and Electrical Engineering (ICITACEE)*. [S.l.], 2020. p. 288–293.
- RAPPOLT, J. T. Analysis of a carbon fiber reinforced polymer impact attenuator for a formula sae vehicle using finite element analysis. 2015.
- PHILLIPS, V. L. *Composite prosthetic foot and leg*. [S.l.]: Google Patents, 1985. US Patent 4,547,913.
- GRUBANO, E. C. O esporte adaptado como fator de inclusão social para pessoas com deficiência física. 2015.
- MARQUES, R. F. R. A contribuição dos jogos paralímpicos para a promoção da inclusão social: o discurso midiático como um obstáculo. *Revista USP*, n. 108, p. 87–96, 2016.

- ISAKOV, E. et al. Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial amputees. *Journal of rehabilitation medicine*, Stockholm, Sweden: Taylor & Francis, c2001-, v. 33, n. 5, p. 196–199, 2001.
- CZERNIECKI, J. M.; GITTER, A.; MUNRO, C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 63–75, 1991.
- BROWN, M. B.; ALLISON, A. R.; MILLARD-STAFFORD, M. L. Running prosthesis facilitates greater speed, peak aerobic capacity, and improved exercise economy in amputee runners: 1572board# 62 may 30 2: 00 pm-3: 30 pm. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, LWW, v. 39, n. 5, p. S244–S245, 2007.
- MICHAUD, S. B.; GARD, S. A.; CHILDRESS, D. S. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of rehabilitation research and development*, REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT SERVICE, v. 37, n. 1, p. 1–10, 2000.
- IPC. *IPC: Handbook*. 2006. Disponível em: <https://www.paralympic.org/ipc-handbook.html>.
- SANTOS, R.; FUJÃO, C. Antropometria. *Universidade de Évora–Curso Pós Graduação: Técnico Superior de HST*, 2003.
- TEIXEIRA, C. B. M. C. S. A biomecânica e a educação física. 2010. Disponível em: <http://www.ufsmrs.gov.br/>.
- PARANHOS, C. M. Ciência do esporte: caminhos do resultado. *ArtMed*, 2008.
- CAPARELLI, T. B. et al. Reconstrução de parâmetros biomecânicos da marcha por meio de ciclogramas e redes neurais artificiais. Universidade Federal de Uberlândia, 2017.
- SANTOS, S. S. d.; GUIMARÃES, F. J. d. S. P. Avaliação biomecânica de atletas paraolímpicos brasileiros. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, SciELO Brasil, v. 8, p. 92–98, 2002.
- PAIVA, J. M. F. d.; MAYER, S.; REZENDE, M. C. Comparison of tensile strength of different carbon fabric reinforced epoxy composites. *Materials Research*, SciELO Brasil, v. 9, p. 83–90, 2006.