

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ESTUDO E PRÉ-PROJETO DE UM TIPO DE PRÓTESE DE MATERIAL COMPÓSITO PARA
CORREDORES AMADORES COM AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL

por

Luiz Gustavo Leal Rodrigues

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, julho de 2013



Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

ESTUDO E PRÉ-PROJETO DE UM TIPO DE PRÓTESE DE MATERIAL COMPÓSITO PARA
CORREDORES AMADORES COM AMPUTAÇÃO TRANSTIBIAL

por

Luiz Gustavo Leal Rodrigues

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof^ª. Thamy Cristina Hayashi
Coordenadora do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. Jun Sérgio Ono Fonseca

Comissão de Avaliação:

Prof. Ignácio Iturrioz

Prof. Jakson Manfredini Vassoler

Prof. Walter Jesus Paucar Casas

Porto Alegre, 1º de julho de 2013.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todas as pessoas que apresentam algum tipo de limitação física e não perdem o otimismo para superar as suas dificuldades. Desejo que a ciência possa contribuir constantemente no sentido de tornar as suas vidas melhores.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço aos meus pais, Telmo e Mirian pela atenção que me deram durante a minha criação e ao suporte que me foi proporcionado para que eu pudesse concluir o ensino superior. Aos meus irmãos, que me ajudaram em todos os momentos em que eu precisei, e aos meus demais familiares, que sempre me trataram com muito carinho.

Agradeço aos ótimos professores que tive desde o ensino básico, que começaram a formar a minha educação, essenciais para que eu pudesse ingressar na Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Já durante o curso de engenharia mecânica, tive excelentes professores, que aumentaram o meu interesse pelos assuntos estudados e merecem um grande reconhecimento. Dentre tantos, cito alguns que me marcaram durante a graduação: Prof. Dr. Francis H. Ramos França, Prof. Dr. Ignacio Iturrioz, Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler, Prof^a. Dr^a. Leticia F. F. Miguel, Prof. Dr. Rogério José Marczak e, obviamente, ao Prof. Dr. Jun Sérgio Ono Fonseca, que exerceu um excelente trabalho orientação para que este estudo pudesse ser desenvolvido.

Agradeço, também, a todas as demais pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho. O Dr. Carlos Alberto Kern Thomas, engenheiro do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, que conduziu de forma excelente os ensaios experimentais do material compósito utilizado nesse estudo. Os Engenheiros Paulo Stedile e Fernando Sampert, que me auxiliaram na fabricação dos corpos de prova. O Eng. Guilherme Eismann Velasco e Joaquim Porto, indispensáveis para a realização das simulações computacionais. Os Engenheiros e colegas André Tura Markus e Frederico Lagemann, que me deram conselhos pertinentes ao estudo.

Reconheço a importância dos meus amigos de longa data, que contribuíram para formar a pessoa que sou e deixam a vida mais alegre, ajudam a superar dificuldades e são ótimas companhias para comemorar conquistas. Além deles, os amigos mais recentes que fiz na faculdade foram indispensáveis durante essa etapa, alternando momentos de estudo e descontração, sempre com otimismo para seguir em frente. Espero que esses vínculos nunca se desfaçam, mesmo quando a distância for grande.

RODRIGUES, L. G. L., **Estudo e Pré-Projeto de um Tipo de Prótese de Material Compósito para Corredores Amadores com Amputação Transtibial**. 2013. 27 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

RESUMO

Nesse trabalho, foi desenvolvido um projeto preliminar de um tipo de prótese em forma de mola para pessoas com amputação transtibial. O material escolhido foi uma matriz epóxi com reforço de fibra de carbono. A biomecânica da marcha humana em não amputados foi estudada, e seu comportamento foi utilizado para a definição da geometria da prótese e dos esforços que ela deve suportar em uma corrida em linha reta. As propriedades do compósito foram obtidas através de testes experimentais em corpos de prova, cálculos da micromecânica e informações de propriedades mecânicas indicadas por seus fornecedores e pela bibliografia. A geometria da prótese foi modelada em casca, e seu comportamento foi simulado em um *software* através de análises de elementos finitos. Para um dimensionamento inicial do projeto, cálculos de esforços foram considerados assumindo um sujeito de massa igual a 60 kg. As estimativas de carregamentos foram feitas utilizando um processo de interpolação das informações da literatura. A geometria da prótese e a sua sequência de laminação foram definidas pelo critério de falha adotado. Com a intenção de prevenir uma possível falha do protótipo, a prótese foi superdimensionada. Para maiores refinamentos dos esforços estimados, testes experimentais em protótipos devem ser realizados. Além disso, esforços em corridas em curvas devem ser avaliados, porque podem alterar substancialmente a sequência de laminação da prótese pré-projetada.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese, amputados, corrida, carbono.

RODRIGUES, L. G. L., **A Study and a Pre-Design of a Type of a Composite Material Prosthesis for Amateur Runners with Transtibial Amputation**. 2013. 27 pages. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

ABSTRACT

This work presents the preliminary design of a type of spring shaped prosthesis for persons with transtibial amputation. The chosen material is an epoxy matrix with carbon fiber reinforcement. The biomechanics of human gait in non-amputees was studied, and their behavior was used to define the prosthesis geometry and the efforts that it must endure on a straight running. The properties of the composite were obtained by experimental tests on specimens, micromechanics calculations and mechanical properties data from suppliers and literature. The prosthesis geometry was modeled as a shell, and its behavior was simulated with finite element analysis software. As an initial design choice, load calculations were conducted assuming a 60 kg subject mass. Load estimation was conducted using an interpolation process from literature data. Prosthesis geometry and lamination layup were defined for the failure criterion adopted. To prevent a possible prototype failure, the prosthesis was oversized. Experimental tests should be conducted with the prototype in order to further refine the load estimation. Additionally, curve running loads should be evaluated, which could substantially change the sequence of lamination of the pre-designed prosthesis.

KEYWORDS: Prosthesis, amputees, running, carbon.

ÍNDICE

	Pág.
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	1
3. ESTADO DA ARTE.....	1
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	2
4.1. Cinemática da Marcha.....	2
4.2. Cinética da Marcha.....	3
5. METODOLOGIA.....	4
5.1. Material.....	4
5.2. Geometria.....	5
5.3. Sequência de Laminação.....	5
5.4. Cálculo das Propriedades do Compósito: Micromecânica.....	6
5.5. Condições de Análise.....	9
5.6. Forças Combinadas.....	9
5.7. Simulações Computacionais.....	10
5.8. Simplificações na Simulação.....	11
5.9. Critério de Falha.....	11
5.10. Frequência Natural.....	12
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	12
7. CONCLUSÕES.....	14
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	14
APÊNDICE I. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL EM CORPOS DE PROVA.....	16
AI.1. Fabricação dos Corpos de Prova.....	16
AI.2. Ensaios Mecânicos: Tração e Vibração.....	18
APÊNDICE II. CORRIDA EM CURVA.....	19
AII.1. Forças de Reação do Solo.....	19
AII.2. Torção em Atrito Estático.....	19

1. INTRODUÇÃO

A qualidade de vida de pessoas com deficiência física tem sido amplamente discutida na sociedade. Modificações acontecem gradativamente na infraestrutura das cidades brasileiras para facilitar a circulação dessas pessoas. Também ocorrem avanços tecnológicos em projetos de produtos como órteses e próteses, os quais influenciam diretamente o movimento do corpo de pessoas com algum tipo de capacidade reduzida.

Em especial, as próteses de perna para amputados transtibiais (amputação abaixo da altura do joelho) são projetadas para o uso do dia-a-dia ou para aplicações especiais, como a prática de esportes. Devido aos jogos paralímpicos, ganharam destaque as próteses de fibra de carbono para corrida, as quais apresentam alto desempenho. No entanto, apenas uma pequena parcela de amputados deseja se tornar atleta profissional, grande parte deseja apenas praticar um exercício físico como lazer.

Nesse sentido, o objetivo do presente estudo foi desenvolver e avaliar o pré-projeto de um tipo específico de prótese para corrida de esportistas amadores, em forma de mola, não necessitando apresentar desempenho de nível profissional. Foram utilizados materiais compósitos comuns e sugerido um método de fabricação simples, diferentemente das próteses de alto desempenho, que fazem uso de resinas e fibras especiais e métodos de fabricação mais refinados.

O pré-projeto foi baseado nas forças de reação do solo durante a corrida, não incluindo análises de energia interna armazenada e de modos de vibração. O soquete da prótese, componente que faz a união da prótese com o coto (porção remanescente da perna amputada), não foi projetado. Questões médicas, físicas, fisioterápicas, éticas e psicológicas não foram discutidas. Em termos de ciência dos materiais, não foram avaliadas as interações químicas do material de fabricação, sendo utilizado compósito de fibra de carbono consolidado no mercado.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As próteses de corrida feitas em material compósito ainda são um assunto recente e motivo de diversas pesquisas científicas. A maior parte desses estudos é encontrada em artigos científicos sobre cinesiologia, geralmente do ramo da medicina ou da educação física. Poucas foram as informações mecânicas encontradas sobre essas próteses, fator tratado com extremo sigilo pelos seus fabricantes.

Buckley, 1999, estudou a cinemática de atletas monoamputados transtibialmente. Scholz et al., 2011, Pailler et al., 2004, e Nolan, 2008, expuseram informações importantes sobre próteses de fibra de carbono para corridas, principalmente sobre suas geometrias e rendimentos mecânicos. Sobre os esforços gerados durante corridas, Öunpuu, 1994, Cavanagh e Lafortune, 1980, Munro et al., 1987, Chang e Kram, 2007, obtiveram valores de esforços nos pés de corredores não amputados, e Segal et al., 2011, para amputados. Para o pré-projeto da prótese, os dados obtidos pelos pesquisadores citados foram combinados.

3. ESTADO DA ARTE

As primeiras próteses de perna para corrida apresentavam baixo rendimento energético, ou seja, era pequena a relação entre energias absorvida e restituída, principalmente pelo fato de apresentarem calcanhar postigo, fazendo com que a energia seja, primeiramente, absorvida por ele e, após, transferida internamente para a parte posterior da prótese.

Para obter maiores rendimentos, foram eliminados os calcanhares das próteses, como nos modelos vistos na Figura 3.1a e 3.1b, do fabricante Ossur. Desse modo, elas se comportam como uma mola, absorvendo e restituindo energia diretamente.

O soquete da prótese é, geralmente, feito de compósito de fibra de vidro ou carbono, moldado em cima do próprio coto devidamente protegido (Figura 3.1). Entre o coto e o soquete, usa-se uma manta ou *liner*, que protege a pele e amortece impactos.

Em treinos, geralmente a fixação do soquete é feita através de hastes metálicas presas na manta. Em competições, costuma-se usar uma válvula antirretorno, que induz uma pressão abaixo da atmosférica no fundo do soquete.

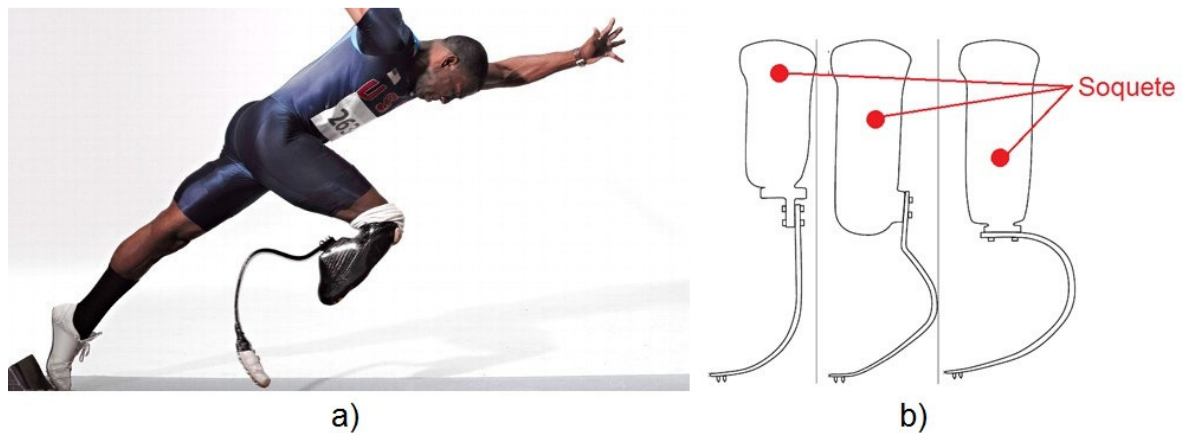


Figura 3.1 – Próteses de corrida atuais: a) prótese utilizada pelo paratleta Jerome Singleton [ESPN Playbook]; b) exemplos de tipos de próteses de corrida e fixações [Pailler et al., 2004].

A Figura 3.1a mostra como a prótese é fixada em um corredor paratleta. Os modelos mais comuns de próteses de corrida, do fabricante Ossur, são vistos na Figura 3.1b. As molas em forma de "J", *Flex-Sprint* (esquada) e *Cheetah* (centro) foram desenvolvidas visando atingir grandes velocidades em corridas de curto percurso (*sprint*). Podem ser utilizadas em diversos comprimentos de coto, com um soquete que permita que a mola seja parafusada na sua superfície posterior. A mola em formato "C" *Flex-Run* (direita), foi projetada para corridas de menor velocidade e maior duração (corrida de fundo). Para a sua montagem, o coto deve ser curto, pois ela é parafusada na extremidade inferior do soquete. Todos esses modelos são de fabricação da empresa Ossur.

4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A marcha humana pode ser idealizada como o deslocamento, no sentido do menor gasto energético (físico), do centro de massa (CM) do corpo humano, o qual, nos adultos está localizado na linha mediana quase no nível da segunda vértebra sacral, ligeiramente anterior a ela. Esse movimento ocorre devido aos esforços de reação do solo gerados na planta dos pés e, durante a sua realização, o corpo executa uma série complexa de compensações de equilíbrio [Acosta, 2013]. No entanto, o presente estudo limitou-se à análise dos movimentos dos tornozelos e dos pés apenas.

A biomecânica da corrida humana trata da cinemática e da cinética desse movimento. É importante que seja observado que cada pessoa tem um estilo único de marcha, podendo mudar, inclusive, de acordo com as suas condições físicas (cansaço) e psicológicas (humor). Portanto, estudos nessa área baseiam-se em dados normalizados de amostras de sujeitos.

4.1. Cinemática da Marcha

Existem três estilos mais usuais de corrida. O mais comum é o tipo *retropé*, caracterizado pelo toque direto do calcanhar com o solo no início do contato. Também é o mais prejudicial para a saúde física, pois esse toque gera um grande impacto no calcanhar, forçando toda a estrutura da perna.

Outro estilo é o *antepé*, no qual o contato inicial ocorre na ponta dos pés com o solo. Então a planta do pé abaixa, quase toca o calcanhar no solo, e retorna devido ao efeito elástico

dos tendões, gerando a propulsão. Exige alto preparo físico, sendo utilizado em corridas do tipo *sprint*.

O terceiro estilo é o pé medial. O início do contato ocorre com a planta do pé, sem o contato do calcanhar, que realiza um movimento de rolamento no solo até a ponta dos dedos, gerando a propulsão do corredor. Esse estilo requer um preparo físico médio. É a maneira de correr menos prejudicial à estrutura corporal, pois há menor impacto do pé no solo, representado por curvas força-tempo mais suaves [Cavanagh e Lafortune, 1980].

Tendo em vista que amputados transtibiais sofreram supressão de grupos osteomusculares da perna, responsáveis, também, pela absorção de impactos, a prótese foi desenvolvida para o estilo pé medial, protegendo de maneira mais eficiente a integridade física do esportista. No caso de monoamputados, é desejável que a pessoa corra com o mesmo estilo no pé biológico para evitar assimetria do movimento e consequentes lesões no seu corpo. As informações a seguir no texto abordarão sempre o estilo de marcha pé medial.

A marcha pode ser dividida em duas fases. A fase de apoio, momento no qual há contato do pé com o solo, e a fase de balanço, quando o pé oscila no ar [Acosta, 2013]. A fase de apoio do estilo pé medial pode ser dividida em quatro partes. A primeira é o contato da planta do pé no solo, amortecendo e freando o CM devido à flexão dorsal do pé. Na segunda acontece a transferência de esforços para a parte posterior do pé, fazendo um movimento pendular com centro no contato do pé com o solo, empurrando o quadril para frente. Na terceira, ocorre o impulso e a propulsão do CM, com a flexão plantar do pé. Na última, acontece o desprendimento do pé do solo.

4.2. Cinética da Marcha

Para uma primeira avaliação do pré-projeto, e visando obter a melhor simetria possível entre perna amputada e perna biológica em monoamputados, todos os esforços considerados na prótese foram baseados nos observados em pessoas não amputadas. No entanto, há uma tendência de que ocorram menores solicitações na prótese, sendo compensada pela perna biológica, ou seja, não há garantias que as magnitudes dos esforços sejam iguais. Valores mais confiáveis podem ser obtidos com testes de protótipos, gerando uma posterior revisão do pré-projeto.

A simetria de movimento em monoamputados não é obrigatória, podendo o esportista alcançar melhores resultados correndo assimetricamente. No entanto, forçaria mais a sua estrutura corporal, não sendo esse o objetivo de uma prótese para corredores amadores.

Em biamputados, a necessidade de se tentar copiar os movimentos e os esforços de corredores não amputados não é necessária. Diferentes cinemáticas de corrida podem proporcionar melhores rendimentos, desde que ambas as pernas prostéticas se movam em simetria.

São observadas três componentes de força de reação do solo (FRS), ortogonais entre si, durante a fase de apoio dos pés. São elas: forças de reação do solo verticais (FRSz), forças de reação do solo anteroposteriores (FRSy) e força de reação do solo médio-laterais (FRSx) [Cavanagh e Lafortune, 1980, Munro et al., 1987]. Essas forças são, geralmente, expressas como uma porcentagem do peso corporal em relação a uma determinada velocidade, ou seja, pessoas com massas diferentes apresentarão esforços proporcionais correndo na mesma velocidade. Outra observação importante é que pessoas mais leves correndo a uma velocidade maior ou mais pesadas correndo a uma velocidade menor podem apresentar os mesmos módulos de esforços. O sistema de coordenadas adotado na análise das FRS está expresso na Figura 4.1a. Os esforços de rotação das articulações das pernas durante a fase de balanço influenciam no posicionamento dos pés no momento do contato inicial com o solo, devido as suas velocidades angulares e momento de inércia dos membros inferiores, não contribuindo diretamente com as FRS.

As FRSz são perpendiculares ao plano do solo e apresentam maiores módulos, pois são responsáveis pela sustentação do corpo. Inicialmente, ocorre amortecimento e, após, impulso do CM. Sua magnitude aumenta proporcionalmente com a velocidade de corrida,

partindo de módulos ligeiramente superiores ao peso corporal e chegando a quase quatro vezes esse valor em corredores profissionais.

As FRSy surgem no plano horizontal do solo e na mesma direção de deslocamento do CM. Com o contato inicial do pé no solo, ocorre uma frenagem do CM (flexão dorsal do pé), ou seja, a força está no sentido oposto ao deslocamento. Há um momento no qual esse esforço tem valor nulo, e, então, ele começa a ser exercido no sentido do deslocamento do CM, gerando propulsão (flexão plantar do pé). As FRSy combinadas com as FRSz são vistas na Figura 4.1b no plano sagital do corpo humano.

As FRSx surgem devido a dois motivos. Para a compensação de pequenos desequilíbrios do corpo durante a corrida em linha reta, apresentando pequenos módulos e, geralmente, são desconsideradas, e para a realização de curvas, exibindo módulos maiores. Combinações das três componentes das FRS estão expressas na Figura 4.1c para uma corrida em linha reta.

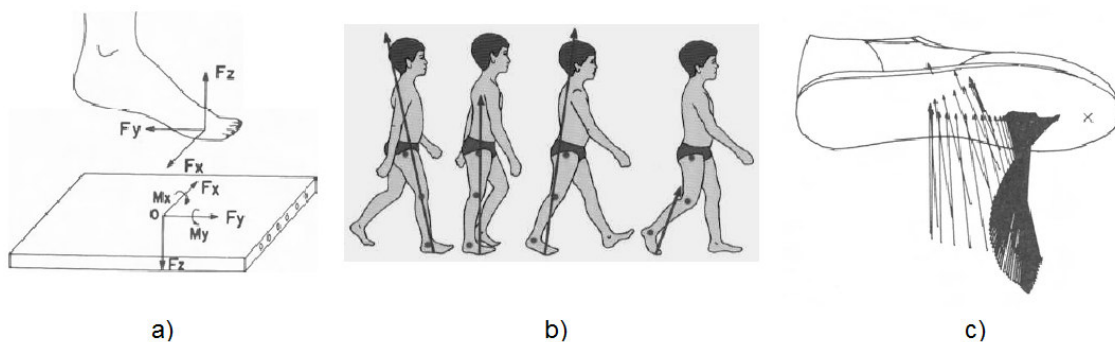


Figura 4.1 - Forças de reação do solo: a) sistema de referência adotado [Cavanagh e Lafortune, 1980]; b) FRSz e FRSy combinadas no plano sagital [adaptado de Acosta, 2013]; c) as três FRS combinadas no solado de um calçado adotado [Cavanagh e Lafortune, 1980].

A Figura 4.1b ilustra os dois maiores picos de esforços, sendo o primeiro no amortecimento e o segundo no impulso do CM. A Figura 4.1c mostra a distribuição de forças na planta do pé durante um período de apoio completo.

5. METODOLOGIA

5.1. Material

É necessário que o material que constitua a prótese seja flexível, para absorver impactos, e resistente, para não romper com baixos carregamentos. É importante que ele seja resistente à corrosão, para que a prótese possa ser usada em ambientes abertos e com maresia. Ela deve ser leve, pois, segundo Nolan, 2008, para que o corredor monoamputado apresente o mesmo gasto físico de um não amputado, a massa da prótese deve ser de 1 a 1,5 kg, sendo ela responsável por cerca de 35% desse valor e o restante é a massa do soquete.

Compósitos de matriz polimérica reforçados com fibra são materiais que apresentam boas características de flexibilidade e de rigidez. Dentre os polímeros comumente utilizados para matrizes, os epóxis apresentam, geralmente, as melhores propriedades mecânicas. Já entre os reforços, o mesmo ocorre com as fibras longas e contínuas de carbono. Sendo assim, o material selecionado para a fabricação da mola será o compósito de matriz epóxi reforçado com fibra de carbono.

Para proteger o compósito e dar maior aderência à prótese, a área que entra em contato com o solo deve ser coberta com solado de borracha semelhante ao usados em calçados esportivos. Podem ser intercambiáveis, com modelos lisos, rugosos ou com travas.

5.2. Geometria

No estilo de marcha pé medial, deve ser considerada uma área de rolamento um pouco posterior ao ponto médio do plano inferior da prótese até a sua extremidade frontal. Portanto, ela foi desenvolvida com uma superfície curva na área em que toca o solo (Figura 5.1). A sua largura foi de 45 mm e o seu comprimento desenvolvido, 679,80 mm.

Para uma perna biológica, pode-se considerar que, durante a corrida, o ângulo entre a canela e o eixo vertical é de 0° quando o pé toca o solo, e de 44° quando o pé o deixa [Buckley, 1999]. Esses ângulos foram considerados também na haste da prótese, resultando em um comprimento da área de contato de, aproximadamente, 77 milímetros, variando com a cinemática de cada pessoa.

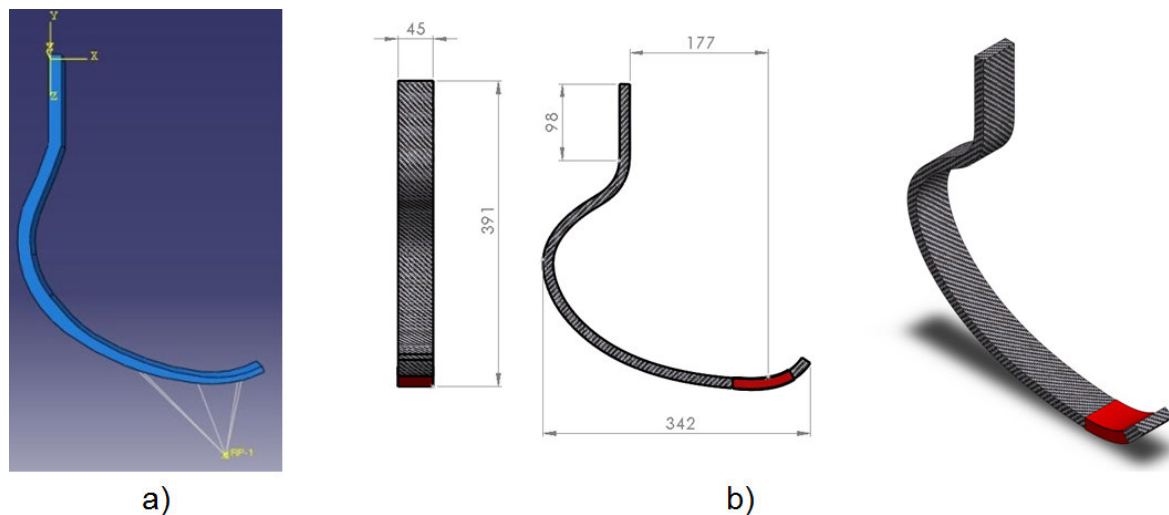


Figura 5.1 - Desenvolvimento da geometria da mola. a) primeira geometria; b) geometria final. A área destacada em vermelho indica a região de contato prevista com o solo.

Durante a definição da geometria, constatou-se que, para a pessoa ter melhor equilíbrio durante o movimento, a flexão da prótese deveria ser concentrada em uma área pequena. Isso levou ao desenvolvimento da geometria final, onde a flexão ocorre, principalmente, na porção equivalente ao calcanhar humano, mais ressaltada em comparação com a primeira geometria.

5.3. Sequência de Laminação.

Foi utilizada uma sequência de laminação do tipo $[0^\circ_A / +45^\circ_B / -45^\circ_B / 0^\circ_C]_S$, onde os subíndices A, B e C são o número de camadas. O laminado é simétrico para evitar que o acoplamento entre esforços e deformações torça a mola.

Foi priorizado o sentido longitudinal das fibras (maior número de camadas a 0°), pois ele é paralelo à direção de deslocamento dos corredores em movimento retilíneo, no qual as maiores forças ocorrem na direção vertical (FRS_z). Também foram incluídas camadas anguladas para compensar desalinhamentos da prótese com a direção de deslocamento, que surgem de acordo com o movimento de cada corredor, e para suportar pequenos cisalhamentos. Também protege a prótese, evitando que o compósito se rompa na direção médio-lateral (eixo x), caso a sua superfície inferior colida com objetos menores que a sua largura. Outro fato que justifica a menor quantidade de lâminas anguladas é que o momento de inércia lateral (no eixo z) é maior que o vertical (no eixo x), ou seja, por sua geometria, a prótese é mais rígida na direção do maior momento de inércia, além de as FRS_x serem as menores em módulo.

5.4. Cálculo das Propriedades do Compósito: Micromecânica

As propriedades de um material compósito devem ser calculadas levando em conta a fração volumétrica de seus componentes e suas propriedades individuais. Esses cálculos fazem parte da chamada micromecânica.

O compósito utilizado foi constituído por uma matriz epóxi modelo Araldite LY 1316 BR com endurecedor HY 1208, e por fibra de carbono modelo Carbontape 32U-50. Infelizmente, poucas informações sobre as propriedades mecânicas desses componentes foram obtidas junto a seus fornecedores. Além disso, como o método de fabricação influencia diretamente na qualidade do compósito, corpos de prova foram confeccionados e testados experimentalmente, conforme descrito no Apêndice I. Com os dados dos resultados dos testes experimentais, foram estimadas as propriedades individuais da fibra e da matriz. O sistema de referência de cada propriedade do compósito unidirecional está de acordo com adotado na Figura 5.2.

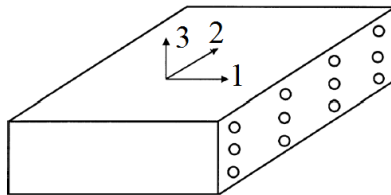


Figura 5.2 - Sistema de referência adotado [adaptado de Kaw, 2006].

A direção 1 é no sentido longitudinal das fibras. A direção 2 é no sentido transversal às fibras em relação à largura do compósito, enquanto a direção 3 também está no sentido transversal às fibras, mas em relação à espessura da lâmina.

Após a fabricação dos corpos de prova, foram obtidas a fração volumétrica de fibra (V_f) e a densidade do compósito (ρ) (Apêndice I). A média da resistência à tração longitudinal encontrada no ensaio de tração foi de 1444,50 MPa. No entanto, o seu desvio padrão, em relação a sua média, foi alto, de 207,94 MPa, indicando que as propriedades da fibra podem não ser constantes, que pode ter havido falha durante o processo de fabricação, ou uma combinação desses dois fatores. Para garantir que a mola tenha uma confiabilidade de 99,5% em relação à resistência à tração longitudinal, o seu valor máximo foi tomado a três desvios padrão abaixo da média, ou seja, $\sigma_{1-\text{máx-T}}$ igual a 820,68 MPa. O mesmo foi feito para resistência à tração transversal, obtendo $\sigma_{2-\text{máx-T}}$ de 21,96 MPa (Apêndice I). Como não foram feitos ensaios de compressão, foi estimado que as resistências à compressão longitudinal e transversal seriam as mesmas que as de tração, pois, muitas vezes, apresentam pouca diferença entre seus módulos. Na continuidade deste pré-projeto, ensaios de compressão são essenciais. Os módulos de elasticidade longitudinal e transversais apresentaram desvios padrão baixos, proporcionalmente com as suas médias, portanto, foram aplicados diretamente os seus valores médios (Apêndice I).

Para os cálculos dos módulos de cisalhamento longitudinais e dos coeficientes de Poisson transversais, pode-se usar a lei das misturas, mas ela é puramente teórica. Por isso, preferiu-se aplicar a equação semi-empírica de Halpin-Tsai, pois seu resultado costuma ser mais condizente com a realidade. Foi calculado como abaixo [Jones, 1999]:

$$M = \left(\frac{1 + \xi \eta V_f}{1 - \eta V_f} \right) M_m \quad (5.1)$$

$$\eta = \frac{\left(\frac{M_f}{E_m} \right) - 1}{\left(\frac{M_f}{E_m} \right) + \xi} \quad (5.2)$$

onde M são as propriedades do compósito G_{12} , G_{13} , v_{23} ou v_{32} , M_f são as propriedades da fibra G_{12f} , G_{13f} , v_{23f} ou v_{32f} e M_m são as propriedades da matriz G_m ou v_m . G representa os módulos de cisalhamento, e v , os coeficientes de Poisson. A letra grega ξ corresponde a uma medida que depende da geometria da fibra, do empacotamento do compósito e das condições de carregamento. Seu valor sugerido para as equações 5.1 e 5.2 é de 1 para módulos de cisalhamento [Jones, 1999] e, para os coeficientes de Poisson, foi considerado 1,5.

Para o módulo de cisalhamento da matriz, G_m , foi adotado um valor típico de 1,308 GPa [Kaw, 2006]. O mesmo valor considerado para o módulo de cisalhamento transversal do compósito, G_{23} , pois as fibras pouco influenciam nesta direção.

Os coeficientes de Poisson principais, v_{12} e v_{13} , de valores iguais, foram calculados pela lei das misturas [Kaw, 2006].

$$v_{12} = v_{13} = v_{12f} \times V_f + v_{12m} \times V_m \quad (5.3)$$

O coeficiente de Poisson longitudinal menor foi calculado como abaixo:

$$v_{21} = v_{31} = \frac{v_{12} \times E_2}{E_1} \quad (5.4)$$

A máxima resistência de cisalhamento foi calculada da seguinte maneira [Kaw, 2006]:

$$\frac{d}{s} = \left(\frac{4V_f}{\pi} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5.5)$$

$$\gamma_{12-\text{máx}-m} = \frac{\tau_{12-\text{máx}-m}}{G_m} \quad (5.6)$$

$$\tau_{12-\text{máx}} = G_{12} \left[\frac{d}{s} \frac{G_m}{G_f} + \left(1 - \frac{d}{s} \right) \right] \gamma_{12-\text{máx}-m} \quad (5.7)$$

onde, d/s é um fator de empacotamento para seção transversal retangular, $\gamma_{12-\text{máx}-m}$ é a máxima deformação de cisalhamento na matriz e $\tau_{12-\text{máx}-m}$ e $\tau_{12-\text{máx}}$ são as máximas resistências de cisalhamento na matriz e no compósito, respectivamente.

O módulo de elasticidade longitudinal da fibra, E_{1f} , foi fornecido pelo fabricante. Seu valor foi verificado com a Lei das Misturas:

$$E_{1f} = \frac{E_1 - E_{1m}(1 - V_f)}{V_f} \quad (5.8)$$

Resolvendo a equação 5.8, constatou-se que há uma ínfima redução no módulo de elasticidade longitudinal da fibra, podendo ser atribuída a arredondamentos de cálculos.

Com o valor da resistência à tração longitudinal considerada do compósito, foi estimada a resistência à tração longitudinal da fibra, através, novamente, da Lei das Misturas, resolvendo as equações abaixo em conjunto. A tensão na matriz foi considerada como sendo o valor no ponto onde a fibra apresenta maior deformação. Da mesma maneira que na resistência à compressão longitudinal do compósito, esse valor para a fibra de carbono ($\sigma_{1-\text{máx}-C-f}$) também foi aproximado com o mesmo módulo da resistência à tração longitudinal na fibra,

$$\sigma_{1-m-T} = \frac{\sigma_{1-\text{máx}-T-f} E_m}{E_f} \quad (5.9)$$

$$\sigma_{1-\text{máx}-T-f} = \frac{\sigma_{1-\text{máx}-T} - \sigma_{1-m-T}(1 - V_f)}{V_f} \quad (5.10)$$

onde, $\sigma_{1-\text{máx-T-f}}$ e $\sigma_{1-\text{m-T}}$ são a resistência à tração longitudinal máxima da fibra e da matriz na condição de maior deformação da fibra, respectivamente.

Um fato importante a ser observado é que não foi considerada a fração volumétrica de vazios, que diminui as propriedades mecânicas do compósito. No processo de moldagem a vácuo, esse valor costuma ser inferior a 5%. Portanto, essas propriedades se referem a uma lâmina idealizada com teor de vazios igual a zero. As propriedades finais do compósito estão expressas na Tabela 5.1. Já as propriedades estimadas dos seus componentes estão na Tabela 5.2.

Tabela 5.1 - Propriedades do compósito.

Propriedades do compósito	Valor	Unidade
Fração volumétrica de fibra	$V_f = 48\%^{****}$	--
Módulo de elasticidade longitudinal	$E_1 = 112,86^*$	GPa
Módulos de elasticidade transversais	$E_2 = E_3 = 7,22^*$	GPa
Módulo de cisalhamento longitudinal	$G_{12} = G_{13} = 3,25^{***}$	GPa
Módulo de cisalhamento transversal	$G_{23} = 1,308^{**}$	GPa
Coefficiente de Poisson longitudinal maior	$\nu_{12} = \nu_{13} = 0,3^{***}$	--
Coefficiente de Poisson longitudinal menor	$\nu_{21} = \nu_{31} = 0,019^{***}$	--
Coefficiente de Poisson transversal	$\nu_{23} = \nu_{32} = 0,32^{***}$	--
Resistência à tração longitudinal	$\sigma_{1-\text{máx-T}} = 820,68^*$	MPa
Resistência à compressão longitudinal	$\sigma_{1-\text{máx-C}} = 820,68^{**}$	MPa
Resistência à tração transversal	$\sigma_{2-\text{máx-T}} = 21,96^*$	MPa
Resistência à compressão transversal	$\sigma_{2-\text{máx-C}} = 21,96^{**}$	MPa
Resistência ao cisalhamento	$\tau_{12-\text{máx}} = 22,36^{***}$	MPa
Densidade a 25°C	$\rho = 1345,00^{****}$	kg/m ³

* Valores obtidos experimentalmente nos ensaios de tração (Apêndice I). ** Valores estimados.
 *** Valores calculados considerando confiabilidade. **** Valores obtidos na fabricação dos corpos de prova.

Tabela 5.2 - Propriedades individuais dos componentes do compósito.

Propriedades	Fibra de carbono	Matriz epóxi	Unidade
Módulo de elasticidade longitudinal	$E_{1f} = 232^{***} (234^{****})$	$E_{1m} = 2,82^*$	GPa
Módulos de elasticidade transversais	$E_{2f} = E_{3f} = 22,00^{*****}$	$E_{2m} = 2,82^*$	GPa
Módulo de cisalhamento	$G_{12f} = G_{13f} = 22,00^{*****}$	$G_{12m} = 1,308^{*****}$	GPa
Coefficiente de Poisson longitudinal	$\nu_{12f} = \nu_{13f} = 0,3^{*****}$	$\nu_{12m} = 0,3^{*****}$	--
Coefficiente de Poisson transversal	$\nu_{23f} = \nu_{32f} = 0,35^{*****}$	$\nu_{12m} = 0,3^{*****}$	--
Resistência à tração longitudinal	$\sigma_{1-\text{máx-T-f}} = 1687,00^{***} (3530,00^{****})$	$\sigma_{1-\text{máx-T-m}} = 49,54^{****}$	MPa
Resistência à compressão longitudinal	$\sigma_{1-\text{máx-C-f}} = 1687,00^{***}$	$\sigma_{1-\text{máx-C-m}} = 83,39^{****}$	MPa
Resistência ao cisalhamento	$\tau_{12-\text{máx-f}} = 36,00^{*****}$	$\tau_{12-\text{máx-m}} = 34,00^{*****}$	MPa
Densidade a 25°C	$\rho_f = 1760,00^{****}$	$\rho_m = 1025,00^{****}$	kg/m ³

* Valores experimentais obtidos nos ensaios de vibração (Apêndice I). ** Valores estimados.
 *** Valores calculados considerando confiabilidade. **** Valores fornecidos pelo fabricante.
 ***** Valores de propriedades típicas para fibra de carbono e matriz epóxi [Kaw, 2006]. Os valores entre parêntesis não foram utilizados, estando na tabela apenas para efeito de comparação.

5.5. Condições de Análise

Foi analisada a corrida em linha reta a 3,0 m/s, sendo tomadas cinco forças representativas discretizadas diferentes durante a fase de apoio, como aproximação da análise, ao invés da aplicação de esforço de rolamento, que apresentaria maior complexidade de obtenção. Aplicando os esforços discretizados na prótese em repouso, trabalha-se a favor da segurança, pois seus pontos de aplicação estão mais próximos da extremidade frontal da prótese, gerando maior momento fletor na extremidade oposta. Para o dimensionamento da espessura da prótese, foi considerada uma pessoa de massa 60 kg. Esforços em curvas não foram considerados, no entanto, uma análise preliminar está presente no Apêndice II.

Foi considerado que o rolamento do contato da prótese com o solo ocorre com velocidade angular constante em relação ao topo da haste. Portanto, os pontos de contato da prótese com o solo durante a aplicação de cada esforço foram obtidos através da porcentagem dos tempos de apoio em cada combinação de forças analisada, considerando que no tempo zero a inclinação é de 0° e no instante que a prótese deixa o solo, 44°. Esses dados se encontram na Tabela 5.3.

5.6. Forças Combinadas

Na corrida em linha reta, a FRSz apresenta o seu maior módulo, por isso, ela tem a possibilidade de ser crítica. Os gráficos das componentes das FRS nos três eixos de referência podem ser vistos na Figura 5.3 para uma velocidade de 4,5 m/s [Cavanagh e Lafortune, 1980], nos quais foram marcados os pontos (instantes de tempo) utilizados neste estudo. No entanto, as curvas das FRSz e das FRSy são proporcionais para a velocidade analisada, tanto para forças como para tempos de apoio. Munro et al., 1987, concluíram que as máximas FRSx não diferem consideravelmente para velocidades entre 3,0 e 5,0 m/s, portanto, o seu gráfico pôde ser usado diretamente para obtenção de valores em todos os instantes. O tempo médio de apoio utilizado para a velocidade de 3,0 m/s foi considerando sendo 270 ms [Munro et al., 1987]. A Tabela 5.3 apresenta os valores dos esforços considerados, o instante de tempo de apoio e a inclinação da canela em relação a um eixo vertical em que eles ocorrem. Os resultados dos esforços estão em unidades de peso corporal (PC) e em Newton (N), entre parêntesis, para uma pessoa de 60 kg.

O primeiro esforço (ponto 1) foi analisado no começo do contato do pé com o solo. Nesse ponto, existe um pico local de frenagem da FRSy e um pico da FRSx. A FRSz ainda não está no seu máximo valor de amortecimento. A FRSx equivale a -0,22 PC no sentido medial (para dentro do pé), representado pela sinal negativo.

O segundo esforço (ponto 2) se refere ao momento onde a FRSx apresenta seu maior valor lateral (para fora do pé), de +0,16 PC. A FRSy é nula nesse ponto, se encontrando em um intervalo entre picos de frenagem. A FRSz tem valor de amortecimento equivalente a o mínimo relativo no estilo retropé [Cavanagh e Lafortune, 1980], de 1,28 PC para a velocidade analisada [Munro et al., 1987]. As FRSz tem comportamento praticamente linear do zero até 1,28 PC (em 39,4 ms), e seu valor para o ponto 1 foi aproximado por 0,54 PC (em 16,6 ms).

O terceiro esforço (ponto 3) se refere ao impacto máximo durante o amortecimento, e, segundo Munro et al., 1987, a FRSz é de 1,57 PC. Ocorre, também, o segundo pico de esforço de frenagem da FRSy. Observando o gráfico da Figura 5.3b, o seu módulo é de +0,56 PC para uma velocidade de 4,5 m/s. Já para uma velocidade de 2,23 m/s, Öunpuu, 1994 encontrou +0,24 PC. Interpolando linearmente esses dois valores e considerando a velocidade de 3,0 m/s, obteve-se FRSy de +0,35 PC (o sinal positivo refere-se a frenagem). A FRSx foi de +0,11 PC. Voltando ao gráfico da Figura 5.3b, o valor do primeiro pico de frenagem a 4,5 m/s foi de +0,45 PC. Por proporcionalidade, obteve-se o valor de FRSy para o primeiro ponto de, aproximadamente, +0,28 PC.

O quarto esforço (ponto 4) é onde a FRSz atinge o seu máximo, ocorrendo na impulsão do CM. Segundo Munro et al., 1987, o seu módulo é de 2,51 PC, sendo coincidente com o

ponto de mudança de sentido da FRSy, ou seja, módulo é igual a zero. A FRSx também apresentou valor nulo.

O quinto esforço (ponto 5) refere-se ao instante em que a FRSy é máxima em propulsão. De maneira semelhante ao ponto 3, fez-se uma interpolação de valores considerando os resultados de Öunpuu, 1994, de -0,20 PC para 2,23 m/s e de Cavanagh e Lafortune, 1980, de -0,59 PC para 4,5 m/s, obtendo-se -0,33 PC (o sinal negativo indica aceleração). Esse valor é muito semelhante, em módulo, ao pico de frenagem. A FRSx é muito baixa nesse ponto, sendo equivalente a +0,06 PC. Já a FRSz apresenta um valor médio entre os pontos 1 e 2, e, interpolando esses valores, obteve-se um módulo de 0,83 PC.

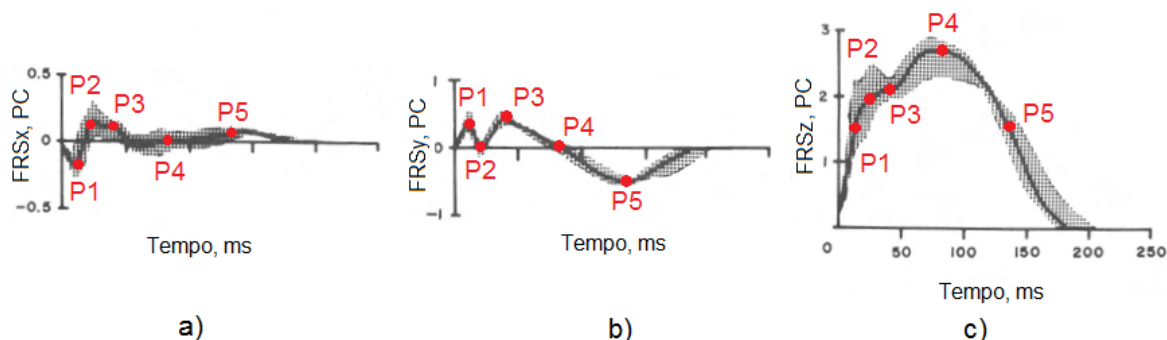


Figura 5.3 - Gráficos das forças de reação do solo na corrida em linha reta a 4,5 m/s: a) FRSx; b) FRSy; c) FRSz [adaptado de Cavanagh e Lafortune, 1980]. Os instantes (pontos P) utilizados para a proporcionalidade na corrida a 3,0 m/s estão marcados em vermelho.

Tabela 5.3 - Esforços na corrida em linha reta a 3,0 m/s.

Corrida em linha reta - Tempo total de apoio = 270 ms - massa do corredor = 60 kg					
Instante	Tempo de apoio, ms (%)	Ângulo da haste, °	FRSz, PC (N)	FRSy, PC (N)	FRSx, PC (N)
1: 1º pico de frenagem em y	16,6 (6,1)	2,7	0,54 (317,18)	+0,28 (+164,815)	-0,22 (-129,49)
2: maior força lateral em x	39,4 (14,6)	6,4	1,28 (753,41)	0	+0,16 (+94,18)
3: 2º pico de frenagem em y	64,3 (23,8)	10,5	1,57 (924,10)	+0,35 (+206,01)	+0,11 (+64,75)
4: pico de impulso em z	120,2 (44,5)	19,6	2,51 (1477,39)	0	0
5: pico de propulsão em y	209,4 (77,5)	34,1	0,83 (488,54)	-0,33 (-194,24)	+0,06 (+35,32)

5.7. Simulações Computacionais

A simulação computacional foi feita por elementos finitos no *software* Ansys 13 APDL. Previamente, a geometria da prótese foi modelada como casca no *software* SolidWorks 2012.

Primeiramente, a geometria foi importada para o *software* de simulação. Então, foi escolhido o elemento de casca semi-espessa de quatro nós *Shell* 181, porque ele aceita a laminação de materiais com propriedades ortotrópicas. Além disso, apresenta baixo custo computacional, em comparação ao elemento sólido de vinte nós. Optou-se por trabalhar com a análise por casca neste primeiro estudo, porque é mais simples e espera-se que os resultados apresentem uma boa correlação aos que possam ser obtidos em outros tipos de análise para materiais ortotrópicas. Como a geometria da prótese é simples e sem elevados gradientes de tensão normal ao longo da casca, não foi necessário um grande refinamento de malha.

Em seguida, as propriedades do material (Tabela 5.1) foram inseridas, assim como a sequência de laminação. A quantidade de lâminas foi alterada em sucessivas simulações até que o critério de falha (Seção 5.9) fosse satisfeito na pior situação.

Para facilitar a análise, foi considerado que cada lâmina tem o comprimento total da prótese, ou seja, a sua espessura é constante. Em um estudo mais refinado, essa espessura poderia ser variável, apresentando maiores valores onde são concentradas maiores tensões.

Com os dados da laminação, o *software* realiza, automaticamente, os cálculos da macromecânica, no qual se obtém as propriedades das camadas anguladas a partir da lâmina com fibras longitudinais, com o uso de uma matriz de rotação. Após, o *software* calcula as propriedades gerais do laminado com todas as suas camadas.

Em cada situação simulada, a prótese foi girada, com o centro de rotação no topo da haste em relação ao seu eixo médio-lateral, de acordo com os dados da Tabela 5.3. Então, a superfície posterior da sua haste foi engastada e os esforços foram aplicados nos elementos que se encontravam tangentes à superfície do solo.

5.8. Simplificações na Simulação

Nessa primeira análise, foi simplificada a fixação da prótese. Considerou-se que a sua haste está engastada no soquete, enquanto, na realidade, existe um movimento relativo entre o ele e o coto. Alternativamente, poderia ser engastada a superfície inferior da prótese na posição de cada esforço, que seriam aplicados no topo da haste.

Em relação à aplicação dos esforços, o ideal seria realizar uma simulação dinâmica de rolamento. No entanto, esse caso é mais complexo de ser feito e exige um maior custo computacional. Por isso, optou-se pela aplicação sequencial dos esforços presentes na Tabela 5.3. Após a aplicação desses esforços, foram obtidos os seguintes dados: deslocamento vertical no ponto de aplicação da força (Δz), tensões de tração (σ_T) e de compressão (σ_C), deformações de tração (ε_T) e de compressão (ε_C). Esforços de cisalhamento não apresentaram valores significativos. Os resultados para os instantes avaliados estão na Tabela 6.1.

5.9. Critério de Falha

Adotou-se a Teoria da Máxima Tensão Normal, na qual as tensões longitudinais máximas de tração foram avaliadas na fibra e na matriz separadamente. Foi empregado um coeficiente de segurança (CS) igual a 2. Primeiramente, foram obtidas as deformações máximas na fibra e na matriz, respectivamente:

$$\varepsilon_{1-\text{máx}-T-f} = \frac{\left(\frac{\sigma_{1-\text{máx}-T-f}}{2}\right)}{E_{1f}} \quad (5.11)$$

$$\varepsilon_{1-\text{máx}-T-m} = \frac{\left(\frac{\sigma_{1-\text{máx}-T-m}}{2}\right)}{E_m} \quad (5.12)$$

onde, $\varepsilon_{1-\text{máx}-T-f}$ e $\varepsilon_{1-\text{máx}-T-m}$ são as deformações longitudinais máximas de tração na fibra e na matriz, respectivamente, e $\sigma_{1-\text{máx}-T-f}$ e $\sigma_{1-\text{máx}-T-m}$ são as tensões longitudinais máximas de tração na fibra e na matriz, respectivamente, e E_{1f} e E_m são os módulos de elasticidade longitudinal da fibra e da matriz (isotrópica), respectivamente.

Das equações 5.11 e 5.12, obteve-se $\varepsilon_{1-\text{máx}-T-f} = 0,00366$ e $\varepsilon_{1-\text{máx}-T-m} = 0,00729$. Como suporta menor deformação, a fibra falha antes da matriz, portanto, a deformação da fibra é o valor limitante da deformação do compósito, considerando uma situação de isodeformação dos componentes do compósito. A tensão longitudinal máxima de tração aceitável no compósito é então:

$$\sigma_{1-\text{máx}-T-CS2} = \varepsilon_{1-\text{máx}-T-f} \times E_1 \quad (5.13)$$

onde, $\sigma_{1-\text{máx}-T-CS2}$ é a tensão máxima longitudinal de tração aceitável no compósito e E_1 é o módulo de elasticidade do compósito.

Resolvendo a equação 5.13, obteve-se $\sigma_{1-\text{máx}-T-CS2} = 413,068$ MPa. Portanto, esse é o valor máximo de tensão longitudinal de tração aceitável nos pontos mais externos do laminado

quando as fibras estão orientadas a 0° . Esse módulo também foi adotado para a máxima tensão longitudinal de compressão, $\sigma_{1\text{-máx-C-CS}2}$.

5.10. Frequência Natural

Existe a hipótese de que o custo metabólico da marcha em amputados pode diminuir se a prótese trabalhar na sua frequência natural, proporcionando um maior controle do tempo de apoio [Knut, 2005]. Em outras palavras, ela tenderia a retornar no mesmo instante em que ocorreria a inversão do momento de frenagem para a de propulsão do corredor.

Durante o tempo de apoio do corredor (270 ms), ocorre uma sequência de compressão e retorno da mola em um sentido apenas, representando metade de um ciclo. Considerando que o tempo de balanço seja o mesmo, adotou-se que o dobro do período de apoio representa o período de um ciclo completo, ou seja, 540 ms. A frequência natural ideal foi, então, calculada como o inverso do período, apresentando valor de 1,852 Hz.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados da simulação computacional nos cinco instantes analisados estão na Tabela 6.1, onde CS é o coeficiente de segurança em cada ponto. A malha adotada (Figura 6.1a) conteve 350 nós com bons resultados, tendo sido comparada com malhas de até 3405 nós.

Tabela 6.1 - Resultados da análise computacional. Os instantes de 1 a 5 são referentes aos pontos de 1 a 5 da Figura 5.3

Tensões máximas de trabalho: 413,068 MPa de tração ou compressão (CS no pior caso)						
Instante	Δx (mm)	σ_T (GPa)	σ_C (GPa)	ϵ_T (ad.)	ϵ_C (ad.)	CS
1	6,01	115,255	-93,167	0,003032	-0,003033	7,17
2	18,97	195,584	-198,629	0,002612	-0,002717	4,16
3	21,73	221,909	-225,487	0,002449	-0,002564	3,66
4	45,62	392,652	-399,023	0,003503	0,003563	2,07
5	18,85	156,220	-157,439	0,001466	-0,001554	5,25
X	95,91	826,378	-842,444	0,007319	-0,007442	0,98

Constatou-se que a pior situação ocorre no instante quatro (ponto quatro da Figura 5.3), onde há o valor máximo da FRSz e as outras componentes são nulas. Portanto, a sequência de laminação do compósito foi modificada sucessivamente para essa situação, até que o coeficiente de segurança 2 fosse obtido. A sequência de laminação resultante foi $[0^\circ_{11} / +45^\circ_3 / -45^\circ_3 / 0^\circ_1]_s$, sendo que cada lâmina apresentou espessura média de 0,37 mm (Apêndice I). Multiplicando esse valor pelo número de camadas, a espessura final da lâmina foi de 12,95 mm. A geometria da mola em repouso, comparada com a deformada, está mostrada na Figura 6.1b, nesse instante de maior sollicitação.

O ponto X na Tabela 6.1 é equivalente ao o ponto quatro com a sua força multiplicada por 2. Verificou-se, assim, que a condição de segurança foi satisfeita, mas com a prótese apresentando uma ligeira não linearidade.

Com o valor da espessura da prótese, foi calculado o seu volume ($396153,45 \text{ mm}^3$). Multiplicando o volume pela sua massa específica (Tabela 5.1), constatou-se que a mola tem massa total de 0,533 kg, estando de acordo com o esperado.

A frequência natural foi calculada no instante quatro, no qual há apenas força vertical. O valor encontra foi de 39,23 Hz. Portanto, a frequência natural real da prótese é muito maior que a ideal (1,852 Hz), significando que o seu retorno elástico começa quando o corredor ainda está na fase de amortecimento de impacto. Tentativas de baixar esse valor possivelmente

seriam em vão, pois, para que isso fosse alcançado, a constante elástica deveria ser diminuída, podendo subdimensionar a prótese, que não resistiria aos esforços solicitados.

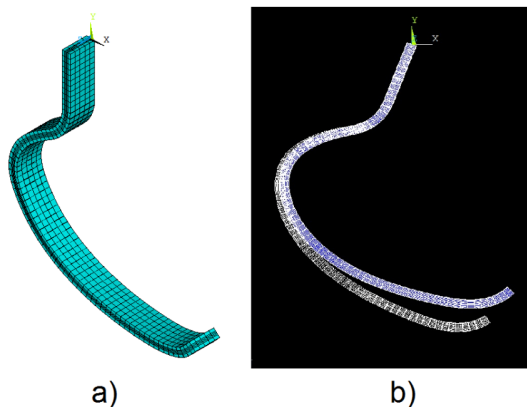


Figura 6.1 - Dados da análise computacional: a) malha gerada utilizada, b) deslocamento no instante de maior solicitação (ponto quatro).

Na Figura 6.1a, observa-se que a malha foi bem distribuída na prótese, apresentando elementos com geometrias semelhantes e uniformes. Como pode ser visto na Figura 6.1b, para o instante 4, o deslocamento da prótese ocorreu como o previsto, com sua flexão foi mais concentrada no calcanhar prostético. Verifica-se, também, a angulação da haste.

Com a sequência de laminação definida, também pôde ser verificada a linearidade da prótese. Foi utilizado o ponto X, pois possui maior amplitude de deslocamento, concedendo uma maior faixa de análise. Selecionou-se a opção de grandes deformações e análise não linear no *software* Ansys, na qual a aplicação da força foi dividida em quinze passos proporcionais de carregamento (*load steps*). Com os resultados dessa análise, foi elaborado um gráfico de força por deslocamento, mostrado na Figura 6.2.

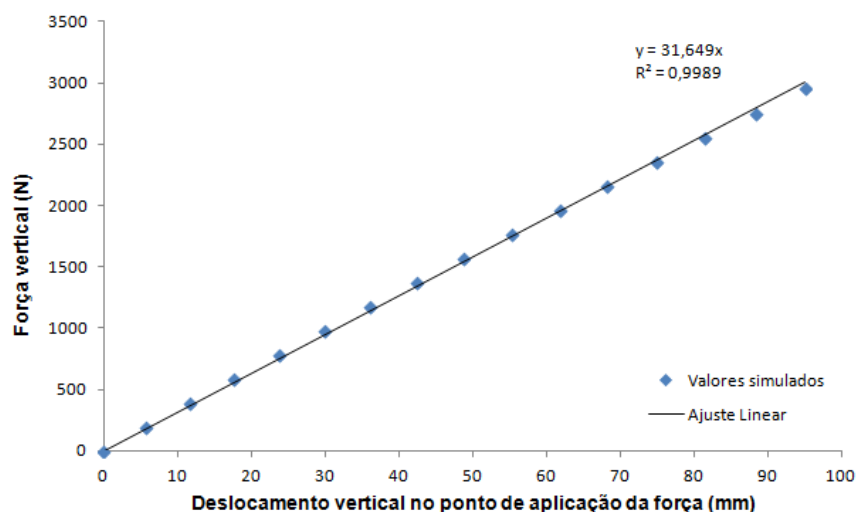


Figura 6.2 - Gráfico do comportamento da mola.

Observa-se que o comportamento da prótese apresenta comportamento ligeiramente não linear. Esse fato era esperado, pois ela sofre grandes deformações. No entanto, como essa não linearidade é pequena, o seu comportamento pode ser aproximado como linear.

7. CONCLUSÕES

Obteve-se sucesso em estimar as forças de reação do solo em corrida em linha reta em corredores não amputados. Os dados retirados da bibliografia foram consistentes entre si.

O engaste da haste da prótese não representa a situação real, pois não considera a energia absorvida durante o atrito entre o soquete e o coto e nas suas deformações. Portanto, os esforços na prótese foram superestimados.

A razão entre a energia de retorno e a energia armazenada em uma perna biológica é de 241% [Nolan, 2008], pois o armazenamento ocorre praticamente apenas no tendão de Aquiles, restituindo grande parte dessa energia, a qual é somada com a força dos músculos da parte posterior da perna, responsáveis pela flexão plantar dos pés, e consequente propulsão do CM [Öunpuu, 1994]. Mesmo com as compensações de esforços gerados no quadril em corredores amputados utilizando esse tipo de prótese, essa razão é de 70% desse valor para não amputados, ou seja, 168,7%. Portanto, como os esforços serão realizados por corredores não amputados, a prótese pré-projetada possivelmente foi superdimensionada. Para um amputado de massa 60 kg, os esforços da Tabela 5.3 deveriam ter sido calculados, nesse caso, levando em conta uma massa equivalente de 48 kg.

O coeficiente de segurança considerado foi igual a 2 no pior caso, significando que o sujeito pudesse estar exposto a uma FRSz de até 5,2 PC. No entanto, corredores profissionais alcançam, no máximo, valores próximos de 4 PC. Esse fator também superdimensiona a prótese, sendo ela, possivelmente, melhor aplicada em pessoas com mais de 60 kg de massa corporal. Considerando a ruptura da prótese em 4 PC, para os valores de esforços utilizados, a pessoa poderia apresentar massa de até 78 kg.

Para definições de esforços mais condizentes com a realidade, devem ser fabricados protótipos da prótese para a realização de testes instrumentados. Também pode ser obtido o rendimento da prótese.

O projeto de uma prótese real deve ser feito levando em conta faixas de uso em relação à massa dos corredores, considerando o coeficiente de segurança mínimo. Mesmo assim, sabendo da variabilidade dos esforços gerados pelo ser humano, a prótese ideal para algumas pessoas poderia estar acima ou abaixo da rigidez indicada para ela apenas levando em conta a sua massa. O estudo considerou uma pessoa de massa igual a 60 kg apenas para efeito de cálculo.

Para refinamento do pré-projeto, devem ser analisadas situações em que o corredor amputado realiza curvas. Uma análise preliminar desses esforços está presente no Apêndice II. No entanto, uma maior quantidade de bibliografia deve ser consultada para maior confiança nos resultados. Assim, a sequência de laminação da mola seria, possivelmente, modificada, sendo necessário o acréscimo de mais camadas à 45º para resistir aos efeitos de cisalhamento em curvas.

O desvio padrão da resistência máxima de tração dos corpos de prova foi muito alto, aproximadamente 15% do seu valor médio. Esses valores devem ser reavaliados através de novos ensaios de tração com uma maior quantidade de corpos de prova para verificar a qualidade dos componentes do compósito utilizado. Também é necessário realizar um maior controle do processo de fabricação dos corpos de prova, principalmente por se tratar de um processo manual, pois apenas com os ensaios não é possível saber se essa dispersão de valores foi ocasionada por problemas na matéria prima, no processo de fabricação ou por uma combinação desses dois fatores. Os resultados das análises computacionais foram totalmente dependentes das propriedades mecânicas resultantes dos ensaios experimentais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

About.com Composites / Plastics, “**Vacuum Bagging: Basics**”, <http://composite.about.com>. Acessado em 05/06/2013;

Acosta, P. "**Curso Biomecânica**", Universidad de Santander, apostila de aula. <http://fisiointegracion.files.wordpress.com/2010/05/biomecânica-marcha.pdf>. Acessado em 01/05/2013;

Buckley, J. G. "**Sprint Kinematics of Athletes with Lower-Limb Aputations**", Arch Prys Med Rehabil, vol. 80, pp 501-508, 1999;

Cavanagh, P.R., Lafortune, M. A. "**Ground Reaction Forces in Distance Running**", J. Biomechanics, vol. 13, pp. 397-406, 1980;

Chang, Y.-H., Kram, R. "**Limitations to Maximum Running Speed on Flat Curves**", The Journal of Experimental Biology, vol. 210, pp. 971-982, 2007;

ESPN Playbook, "**Össur's Cheetah Goes for Paralympic Gold**", <http://espn.go.com>. Acessado em 10/06/2013;

Hibbeler, R. C. "**Estática: Mecânica para Engenharia**", Prentice Hall, 10ª edição, 2005;

Jones, R. M. "**Mechanics of Composite Materials**", Taylor & Francis, 2nd edition, 1999;

Kaw, A. K. "**Mechanics of Composite Materials**", Taylor & Francis, 2nd edition, 2006;

Knut, L. "**Lower-Limb Prosthetics - Design Improvements of a Prosthetic Spring Foot**", American Academy of Orthotists & Prosthetists", 2005;

Munro, C. F., Miller, D. I., Fuglevand, A. J. "**Ground Reactions Forces in Running: a Reexamination**", J. Biomechanics, vol. 20, pp. 147-155, 1987;

Nolan, L. "**Carbon Fibre Prostheses an Running in Amputees: a Review**", Foot and Ankle Surgery, vol. 14, pp. 125-129, 2008;

Öunpuu, S. "**The Biomechanics of Walking and Running**", Foot and Ankle Injuries, vol. 13, pp. 843-863, 1994;

Pailler, D., Sautreuil, P., Piera, J.-B., Genty, M., Goujon, H. "**Évolution des Prothèses des Sprinters Amputés de Membre Inférieur**", Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, vol. 47, pp. 374-381, 2004;

Scholz, M.-S., Blanchfield, J. P., Bloom, L. D., Coburn, B. H., Elkington, M., Fuller, J. D., Gilbert, M. E., Muflahi, S. A., Pernice, M. F., Rae, S. I., Trevarthen, J. A., White, S. C., Weaver, P. M., Bond, I. P. "**The Use of Composite Materials in Modern Orthopedic Medicine and Prosthetic Devices: A Review**", Composites Science and Technology, vol. 71, pp. 1791-1803, 2011;

Segal, A. D., Orendurff, M. S., Czerniecki, J. M., Schoen, J., Klute, G. K. "**Comparison of Transtibial Amputee and Non-Amputee Biomechanics During a Common Turning Task**", Gait & Posture, vol. 33, pp. 41-47, 2011;

Silva, J. P. S. "**Aderência Pneu-Pavimento em Revestimentos Asfálticos Aeroportuários**", Dissertação de Mestrado em Geotecnia, Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, 2008.

APÊNDICE I – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL EM CORPOS DE PROVA

AI.1. Fabricação dos Corpos de Prova

A fabricação dos corpos de prova (CP) foi feita por moldagem a vácuo (*vacuum bag*). Esse processo ocorre em um molde (ou matriz), no qual é passado um produto desmoldante para facilitar a remoção da peça após a cura da resina. As camadas de fibra são impregnadas pela resina e vão sendo postas no molde uma a uma. Após, na superfície da peça em contato com o ambiente, quatro camadas de materiais distintos são colocadas, como na Figura AI.1.

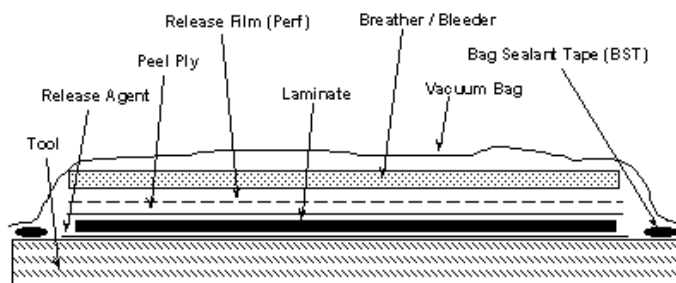


Figura AI.1 – Representação de uma configuração do processo de moldagem à vácuo [About.com Composites / Plastics].

A primeira camada é de uma película plástica conhecida como *peel ply*, que confere um acabamento rugoso na superfície da peça. A segunda é de um filme de proteção (*release film*). Ele apresenta furos homoganeamente espaçados, para que a resina em excesso possa sair da peça e ir para a próxima camada. A terceira camada chama-se *bleeder-and-breather*, que absorve o excesso de resina. A quantidade e a disposição dessas três primeiras camadas podem variar de acordo com a qualidade desejada do compósito. A última camada é de um filme plástico, chamado de *vacuum bag*, que é fixado e vedado no molde por uma fita adesiva, para que possa ser feita a sucção de ar através da bomba de vácuo. A cura da resina acontece à temperatura ambiente, em estufa ou em forno, dependendo do tipo utilizado.

O laminado apresenta boa qualidade devido à retirada do excesso de resina, de voláteis e de bolhas. Esse processo não apresenta um custo alto, sendo indicado para a fabricação de pequenos lotes de peças e para a fabricação de protótipos.

Para os ensaios de tração, foram feitos cinco CPs com fibras longitudinais e cinco com fibras transversais, tendo sido tomada como base a norma ASTM 3039/2008. Para o ensaio de flexão, foi feito um CP com fibras longitudinais e um CP apenas da resina epóxi, não sendo utilizada uma norma específica para a fabricação desses CPs.

A cura dos CPs foi feita durante cinco dias à temperatura ambiente. Uma pós-cura de duas horas a 80°C foi feita em uma estufa do Laboratório de Materiais Cerâmicos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (LACER - UFRGS).

As extremidades dos corpos de prova de tração foram protegidas por pequenas hastes do mesmo material de sua constituição, aumentando sua espessura, para que não ocorresse a sua falha na área de contato com as garras da máquina de tração. Para não haver deslizamento entre ambos, foram colados pedaços de lixa nessa região.

Devido ao melhor aproveitamento do material compósito e ao fato de os CPs terem sido cortados de maneira manual, eles apresentaram geometrias um pouco menores que as sugeridas pela norma. Isso ocorreu devido ao lixamento das suas laterais para que apresentassem arestas paralelas e com largura praticamente constante no seu comprimento.

Após a medição da geometria e da massa dos CPs, foram feitos cálculos para estimar os seus volumes de fibra, obtidos a partir do volume do compósito calculado pela sua geometria. Foram feitos os seguintes cálculos:

$$A_{L-f} = n \times L \times C \quad (AI.1)$$

$$m_f = GR \times A_{L-f} \quad (AI.2)$$

$$V_f = \frac{m_f}{\rho_f} \quad (AI.3)$$

$$V_{f\%} = \frac{V_f}{V_{TG}} \quad (AI.4)$$

onde A_{L-f} é a área longitudinal de fibra do CP, n é o número de camadas, L é a largura, C é o comprimento, m_f é a massa de fibra, GR é a gramatura média de fibra de carbono fornecida pelo fabricante (311 g/m^2), V_f é o volume de fibra, ρ_f é a densidade da fibra fornecida pelo fabricante ($1,76 \text{ g/cm}^3$), $V_{f\%}$ é a fração volumétrica de fibra e V_{TG} é o volume total geométrico.

Para verificar os cálculos acima, foi usada uma maneira comparativa de cálculo do volume dos CPs, levando em conta a sua massa. Assim:

$$m_m = m_T - m_f \quad (AI.5)$$

$$V_m = \frac{m_m}{\rho_m} \quad (AI.6)$$

$$V_{TT} = V_f + V_m \quad (AI.7)$$

onde, m_m e m_T são a massa de matriz e total, respectivamente, ρ_m é a densidade da matriz fornecida pelo fabricante (média de $1,025 \text{ g/cm}^3$) e V_m e V_{TT} são o volume de matriz e volume total teórico, respectivamente.

As espessuras e as larguras foram tomadas em cinco pontos diferentes da superfície útil de cada CP e foram feitas as suas médias. Os volumes totais geométrico e teórico foram comparados em termos de porcentagem, e o volume de fibra foi estimado em cada CP. Todos esses dados são vistos na Tabela AI.1, na qual a massa está em gramas e as dimensões em milímetros. Foram feitas médias da massa e do volume dos CPs para os ensaios de tração longitudinal e transversal. Assim, obteve-se a densidade do compósito de 1345 kg/m^3 .

Tabela AI.1: Dados dos CPs.

CP	Massa	Espessura Média	Largura Média	Compr.	Volume Total Geométrico	Volume Total Teórico	Diferença de Volume (%)	Volume de Fibra (%)
Longitudinal 1	5,20	1,10	13,85	249,50	3801,13	3759,60	1,09	48,19
Longitudinal 2	5,40	1,10	14,10	248,50	3854,24	3936,37	-2,13	48,19
Longitudinal 3	4,80	1,20	12,30	249,00	3675,24	3518,70	4,26	44,18
Longitudinal 4	4,40	1,10	12,25	248,50	3348,54	3135,52	6,36	48,19
Longitudinal 5	4,40	1,10	12,20	249,50	3348,29	3135,60	6,35	48,19
Média Longitud.	4,84	1,12	12,94	249,00	3608,71	3497,15	3,09	47,33
Transversal 6	12,90	2,25	24,90	174,00	9748,35	9291,46	4,69	47,12
Transversal 7	10,80	2,05	22,80	161,00	7525,14	7745,82	-2,93	51,72
Transversal 8	13,10	2,20	25,55	174,50	9808,65	9390,89	4,26	48,19
Transversal 9	12,60	2,15	25,10	173,00	9335,95	8991,40	3,69	49,31
Transversal 10	11,90	2,25	23,30	174,50	9148,16	8518,65	6,88	47,12
Média Transv.	12,26	2,18	24,33	171,40	9090,95	8790,57	3,30	48,63
Flexão 11	4,20	1,05	12,12	249,50	3175,14	2948,07	7,15	50,49

As porcentagens de diferenças entre volume total geométrico e total teórico foram pequenas, e o volume de fibra foi considerado confiável. Como o material é levemente compactado durante o processo de vácuo, calculou-se a espessura média de cada lâmina, obtendo-se o valor de foi de 0,37 mm.

O CP de resina foi feito dentro de uma calha em U, com suas extremidades vedadas com massa de calafetar. Então foi despejada a resina e esperou-se a sua cura à temperatura ambiente. Suas dimensões foram: 4 mm de espessura, 1" de largura e 400 mm de comprimento. Após a cura, o CP foi retirado da calha e foi lixado, pois suas arestas superiores ficaram pontiagudas devido ao efeito de sua viscosidade da resina. Esse CP foi à estufa junto com os de material compósito. A Figura Al.2, mostra os CPs fabricados



Figura Al.2. CPs: a) de material compósito, b) de resina epóxi,

Al.2. Ensaio Mecânicos: Tração e Vibração

Esse ensaio seguiu a norma ASTM 3039/2008. Foram utilizados uma máquina de tração marca Time Group Inc, Shi Jin, modelo WDW 100EIII, e um extensômetro tipo clip-gage. Os resultados de tensão de ruptura (σ_R) e módulo de elasticidade (E) foram vistos em um computador através do *software* específico da máquina de tração. No início dos ensaios, o corpo de prova 1 foi danificado e seus resultados foram desprezados. Os resultados são vistos na Tabela Al.2.

Tabela Al.2: Resultados dos ensaios de tração.

CP	σ_{R1} Long. (MPa)	E1 Long (GPa)	CP	σ_{R2} Tran. (MPa)	E2 Tran. (GPa)
Longitudinal 1			Transversal 6	27	6,75
Longitudinal 2	1750	127,11	Transversal 7	32	7,77
Longitudinal 3	1390	106,5	Transversal 8	33	7,09
Longitudinal 4	1288	107,96	Transversal 9	33	7,1
Longitudinal 5	1350	109,87	Transversal 10	28	7,38
Média Longitudinal	1444,50	112,86	Média Transversal	30,60	7,22
Desvio Padrão	207,94	9,6048	Desvio Padrão	2,88	0,38

Foi feito um ensaio de vibração para um CP de compósito e outro só de resina. Foram utilizados os equipamentos do GMAp (Grupo de Mecânica Aplicada), da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Utilizou-se o Shaker VEB, modelo St.5000/300, o gerador de função EMG, modelo TR-0458/D e um frequencímetro digital Entelbra, modelo ETB-155.

Utilizando cálculos da mecânica vibracional, o CP de resina apresentou módulo de elasticidade igual a 2,82 GPa. Já para os CPs de fibra de carbono, os resultados não foram representativos, pois eles não puderam ser considerados homogêneos e seus cálculos não apresentaram resultados confiáveis.

APÊNDICE II - CORRIDA EM CURVA

Durante a realização de curvas em corridas de pessoas não amputadas, o pico da FRSz diminui, sendo compensado pelo aumento do tempo de apoio. Os módulos das FRSx aumentam consideravelmente e sua direção é alterada gradativamente, forçando a rotação do CM da pessoa, contornando a curva. Essas variações de forças geram vetores resultantes que tendem a apresentarem módulos semelhantes aos gerados quando o sujeito está correndo em linha reta na mesma velocidade, por isso, ela tem a possibilidade de ser crítica.

As solicitações em curva são diferentes em cada perna, sendo que a de dentro realiza menor esforço em comparação com a de fora, pois sua função principal é frear o movimento apenas de um lado do corpo, forçando a sua rotação. A perna de fora gera maiores forças, pois irá percorrer uma maior distância, apresentando maior tempo de propulsão (FRSy), e, conseqüentemente, tempo de apoio superior [Segal et al., 2011 e Chang e Kram, 2007].

All.1. Forças de Reação do Solo

Chang e Kram, 2007, apresentaram gráficos das FRS nos três eixos de referência, vistos Figura All.1 e All.2, para a perna de dentro e de fora, respectivamente, em curvas com raios de 1, 2, 3, 4 e 6 metros (linhas negras) e para corrida em linha reta para efeito de comparação (linha cinza). Para realizarem a curva com raio de 1 metro, a velocidade média máxima dos corredores foi de, aproximadamente 3,0 m/s. Portanto, os esforços foram tomados nessa configuração para que fiquem de acordo com o que ocorre na corrida em linha reta. Foram tomadas seis forças representativas discretizadas durante a fase de apoio, como uma aproximação da análise, combinadas com o seu respectivo momento de torção. Os valores das FRS foram coletados diretamente dos gráficos em Newton por ms e convertidos para unidades de PC, considerando que o peso médio dos corredores foi de 791,67 N, como mostram as Tabelas All.1 e All.2. Entre parêntesis, estão os valores para uma pessoa de 60 kg, para que possa ser feita uma comparação com os esforços obtidos na corrida em linha reta. Os tempos de apoio foram 283 ms e 300 ms para a perna de dentro e a de fora da curva, respectivamente.

All.2. Torção em Atrito Estático

O fator limitante da velocidade em curva é o atrito estático, porque, quando ocorre atrito dinâmico, o corredor não consegue manter a sua direção, pois o pé desliza. Surgem momentos de torção nas duas pernas devido ao giro, que devem ser combinadas com as FRS.

A área de contato do pé ou da prótese com o solo pode ser considerada circular, como utilizada em cálculos de atrito em pneus [Silva, 2008]. Para que fossem obtidos os máximos módulos do momento de torção em cada ponto analisado, foi usada a seguinte equação [Hibbeler, 2005], com os maiores coeficientes de atrito estático observados:

$$M = \frac{2}{3} \mu_e FRSz \frac{L}{2} \quad (All.1)$$

onde μ_e é o coeficiente de atrito estático e L é a largura da área que está em contato com o solo.

Para o contato de um solado de borracha com um pavimento asfaltado, Chang e Kram, 2007, encontraram máximos de coeficientes de atrito estático de 0,6 na perna de dentro da curva e de 0,63 para a pior condição na perna de fora. A largura da sola é de 45 mm. Os resultados das forças de reação do solo e da torção máxima em cada instante, podem ser vistos nas Tabelas All.1 e All.2 para as pernas de dentro e de fora da curva, respectivamente.

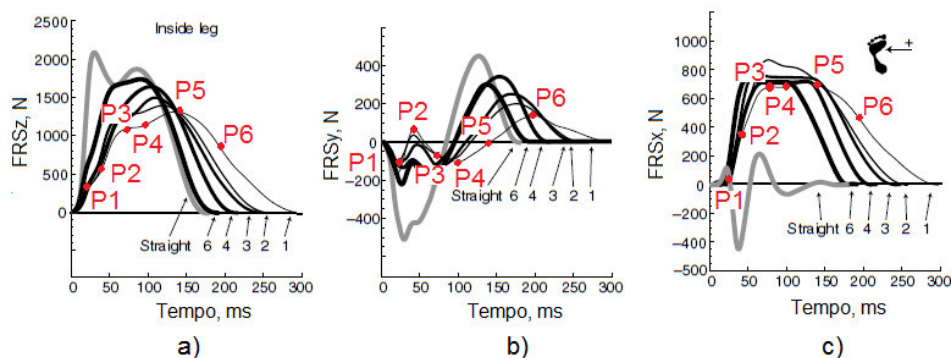


Figura AII.1: Forças de reação do solo em curva na perna de dentro [adaptado de Chang e Kram, 2007]. As marcações em vermelho indicam os pontos coletados.

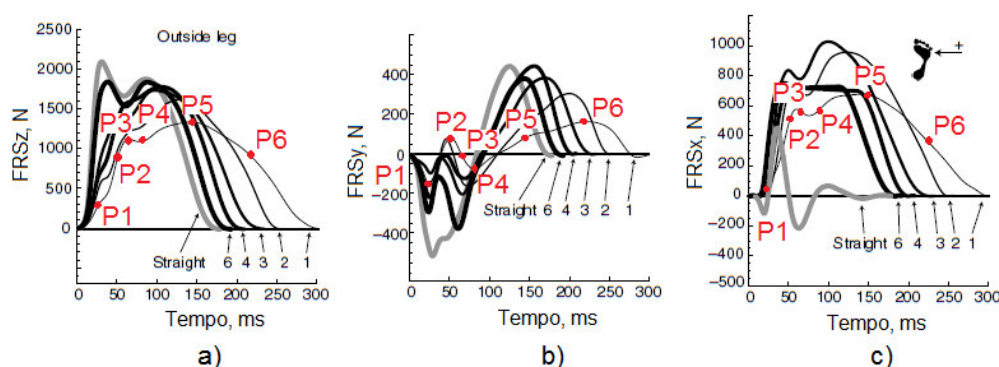


Figura AII.2: Forças de reação do solo em curva na perna de fora [adaptado de Chang e Kram, 2007]. As marcações em vermelho indicam os pontos coletados.

Tabela AII.1 - Esforços na corrida em curva na perna de dentro a 3,0 m/s.

Corrida em curva - Perna de dentro - Tempo total de apoio = 283 ms - Coeficiente de atrito = 0,60 massa do corredor = 60 kg						
Pontos	Tempo de apoio, ms (%)	Ângulo da haste, °	FRS _z , PC (N)	FRS _y , PC (N)	FRS _x , PC (N)	M, Nm
1: 1º pico de frenagem em y	19,4 (6,9)	3,0	0,32 (185,88)	-0,21 (-122,45)	0	1,67
2: 1º pico de aceleração em y	40,8 (14,4)	6,3	0,74 (436,11)	+0,09 (+52,48)	+0,43 (-250,43)	3,92
3: pico de amortecimento em z	68,9 (24,4)	10,7	1,36 (800,72)	-0,07 (+43,73)	+0,84 (-496,96)	7,21
4: 2º pico de frenagem em y	97,1 (34,3)	15,1	1,45 (850,76)	-0,14 (-81,64)	+0,86 (-508,70)	7,66
5: pico de impulso em z	137,9 (48,7)	21,4	1,64 (965,15)	0	+0,89 (-524,35)	8,69
6: 2º pico de aceleração em y	198,1 (70,0)	30,8	0,97 (571,94)	+0,17 (+102,05)	+0,56 (-328,70)	5,15

Tabela AII.2 - Esforços na corrida em curva na perna de fora a 3,0 m/s.

Corrida em curva - Perna de fora - Tempo total de apoio = 300 ms - Coeficiente de atrito = 0,63 massa do corredor = 60 kg						
Pontos	Tempo de apoio, ms (%)	Ângulo da haste, °	FRS _z , PC (N)	FRS _y , PC (N)	FRS _x , PC (N)	M, Nm
1: 1º pico de frenagem em y	17,5 (5,8)	2,6	0,34 (201,79)	-0,21 (-122,46)	+0,07 (-40,66)	1,91
2: 1º pico de aceleração em y	52,2 (17,4)	7,7	1,15 (679,73)	+0,11 (+65,60)	+0,64 (-377,57)	6,42
3: pico de amortecimento em z	62,3 (20,8)	9,1	1,39 (817,80)	0	+0,74 (-435,66)	7,73
4: 2º pico de frenagem em y	81,2 (27,1)	11,9	1,35 (796,55)	-0,10 (-61,23)	+0,68 (-400,80)	7,53
5: pico de impulso em z	142,0 (47,3)	20,8	1,66 (977,11)	+0,10 (+61,23)	+0,86 (-505,36)	9,23
6: 2º pico de aceleração em y	217,4 (72,5)	31,9	1,10 (647,89)	+0,21 (+121,46)	+0,49 (-290,44)	6,12