

PRÓTESE DE BAMBU PARA AMPUTADOS NÍVEL TRANSTIBIAL

**Hailton M. do Amaral Filho¹, Thais Helena de Freitas²,
Maria Aparecida Ramires Zulian³, Fernando dos Santos Ortega⁴
Renato Amaro Zângaro¹**

¹ Laboratório de Óptica Biomédica, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D);

² Laboratório de Biodinâmica, Faculdade de Ciências da Saúde (FCS);

³ Laboratório de Tecnologia Assistiva, Terapia Ocupacional, FCS;

⁴ Laboratório de Processamento de Materiais, IP&D.

Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP
Av. Shishima Hifume, 2.911, Bairro Urbanova
São José dos Campos - SP
Brasil, CEP: 12.244-000
Fone: +55 12 39471125
hailtonf@gmail.com

Resumo – A população brasileira na sua esmagadora maioria não tem acesso a serviços de saúde que exijam grande dispêndio de recursos, como é o caso de próteses de alto desempenho. A prótese deve possibilitar absorção do impacto e deformação com alta resistência mecânica. Analisando alternativas para este tipo de problema, os autores focalizaram este trabalho no estudo das características e aplicação do bambu como prótese para membros inferiores em indivíduos que sofreram uma amputação transtibial, pois este tipo de amputação apresenta bom nível posicional, principalmente para reabilitação e indicação de próteses. O bambu agrega qualidades como, elevada resistência à tração, tensão, impacto, alta relação resistência/peso, peso reduzido e, o mais importante, de baixo custo, mostrando-se indicado para a confecção de prótese para a população de baixa renda. De posse de tais informações um protótipo foi desenvolvido e testado demonstrando que o bambu pode ser uma excelente opção para este tipo de dispositivo.

Palavras-chave: Bambu, material alternativo, prótese.

Área do Conhecimento: III - Engenharia Biomédica

Introdução

De acordo com a OMS amputações ainda são problemas preocupantes para a população em geral, sendo que as principais causas são devido a acidentes automobilísticos, motocicletas e de portadores de diabetes (SPICHTLER E OUTROS).

Qualquer prótese tem como objetivo oferecer ao amputado, total independência nas atividades diárias, no tratamento fisioterapêutico e nas variadas etapas durante o período pós-operatório (CARVALHO, 1999). Uma característica importante nesta, é a capacidade de absorção de impacto, que necessita de ligas de compósitos leves e resistentes (BOCCOLINI, 2000). Atualmente, para o desenvolvimento dessa tecnologia e utilização desse material de ponta, os custos são altos.

Nesta área vem sendo realizadas novas pesquisas com materiais alternativos, visando à preservação da natureza e a melhoria da qualidade de vida do homem, sendo neste caso o bambu uma excelente alternativa. As boas características físicas do bambu, bem como forma geométrica peculiar, baixo custo e facilidade de obtenção, o tornam largamente utilizado como

material de construção em vários países nos quais cresce com abundância, principalmente nas zonas tropicais e subtropicais da Ásia (RIVERO, 2003).

O bambu é uma gramínea perene cujo tecido resistente é um compósito natural de baixo peso, alta resistência mecânica, fácil manuseio, rápido crescimento, sendo algumas espécies de fácil disponibilidade e obtenção.

O bambu é um material heterogêneo e ortotrópico, apresentando, assim, coeficientes elásticos que variam conforme a direção de sollicitação considerada (CARRASCO E OUTROS, 1995).

Fatores tais como a espécie utilizada, o teor de umidade dos colmos, condições edafoclimáticas, a idade dos colmos e a época de seu corte afetam a resistência mecânica do bambu (RIVERO, 2003).

Como o bambu agrega qualidades como elevada resistência à tração, tensão, impacto, alta relação resistência/peso, peso reduzido e, o mais importante, extremamente barato, este se tornou matéria prima para o desenvolvimento em questão que objetiva a confecção de próteses para amputados transtibiais, modelo este que demonstra bom nível posicional, principalmente para reabilitação e indicação de próteses.

Metodologia

Como o intuito de desenvolver um protótipo não articulado, estudos foram baseados no tipo de prótese de pé-flexível (Flex Foot), como visualizado nas Figuras a seguir.



Figuras 1a e 1b. Prótese tipo "Pé Flexível" (FlexFoot) Modular III™ da fabricante Ossur™ [15].

Seguindo o processo de escolha do modelo da prótese, o projeto foi desenvolvido utilizando o programa AutoCAD™ 2007 (Fig. 2) que permitiu a definição das dimensões e angulações necessárias para a obtenção do modelo da prótese que deu origem a um molde. De posse desse molde, foi possível obter a curvatura das taliscas (lâminas de bambu) de maneira a não comprometer a elasticidade das fibras do bambu no momento da colagem.

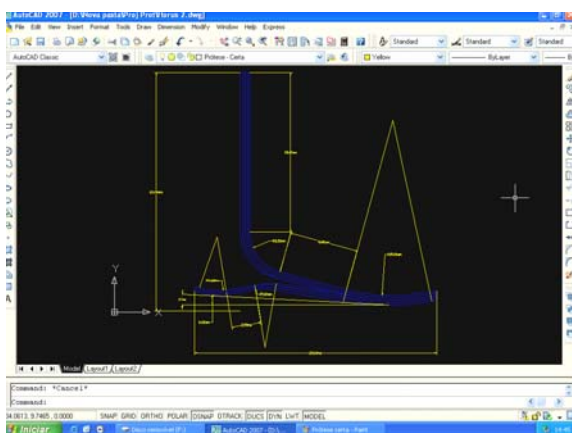


Figura 2. Projeto sendo desenvolvido no Programa AutoCAD™ 2007.

Para a confecção da peça foram coletados espécimes maduros (aproximadamente 6 anos) de bambu da família *Dendrocalamus giganteous*. A coleta foi realizada durante a lua minguante, pois, estudos mostram que a atração gravitacional que a lua exerce sobre a Terra influencia o volume da seiva circulando no interior das plantas e vegetais.

Os espécimes de bambu colhidos foram abertos em 6 partes iguais e desbastados até se conseguir as dimensões de 3 mm de espessura, 20 mm de largura e 600 mm de comprimento.

Todas as taliscas passaram por um processo de fervura em ácido bórico para amaciar as fibras, bem como eliminar qualquer organismo que possa se alimentar do bambu, comprometendo assim sua resistência.

Vinte taliscas foram selecionadas e colocadas em água à temperatura ambiente por 24hs, tornando estas mais maleáveis, para subsequente conformação, utilizando para tal o molde pré-existente. Após esta etapa, as taliscas foram submetidas a um processo de secagem utilizando para tal uma estufa, marca Olidef CZ. Para que as propriedades elásticas das taliscas fossem preservadas, estas foram mantidas na estufa, fixadas ao molde durante 48hs à 50°C.

O processo de colagem das taliscas utilizou resina epóxi bi-componente Scuna Adesivo 5100 da fabricante Tubolit na proporção de 5 partes de resina para 1 parte do catalisador, que deve ser utilizada em tempo inferior a 15 minutos, sob risco de endurecimento.

As taliscas secas e pré-moldadas receberam uma camada de cola e foram ajustadas no molde lado a lado, sobrepondo-se a estas outras taliscas de maneira a formar 5 diferentes camadas evitando que os nós se sobreponham (Fig. 3). Por fim, as taliscas foram prensadas e levadas à estufa a uma temperatura de 80°C durante 8 h.



Figura 3. Representação da disposição das taliscas.

Finalizado o protótipo, este foi submetido a ensaios de deformação, no Laboratório de Biodinâmica da UNIVAP, utilizando o equipamento dinamômetro isocinético Biodex Multijoint System 3 e parte de seus acessórios para conexão e teste de dorsiflexão de tornozelo, no modo passivo em ensaios de torque. Para tal, foram desenvolvidos dispositivos de adaptação para que a prótese fosse fixada ao isocinético, permitindo assim a realização do movimento e a coleta da medida de torque resultante da resistência imposta pelo protótipo.

Para o ensaio (Fig. 4a e 4b), foi previsto uma rotação máxima de 30° com velocidades variando entre 30°, 90°, 120°, 180° e 270° por minuto, sendo realizados 10 movimentos em cada velocidade.



Figuras 4a e 4b. Início do movimento (0°) e finalização do movimento (30°).

Foram realizados as médias e desvios padrões entre as 10 repetições realizadas em cada velocidade e os valores obtidos foram expressos na forma de gráfico.

Para a análise estatística dos dados foi utilizado o teste t-Student pareado ($p < 0.05$) para comparação entre as velocidades.

Após os testes de 10 repetições em cada velocidade, foi realizado um novo ensaio de 200 repetições na velocidade de 270°/minuto, com intuito de induzir o protótipo à fadiga.

Resultados

Os valores médios de pico de torque referentes aos ensaios realizados para caracterizar a deformação da prótese podem ser observados na Figura 5.

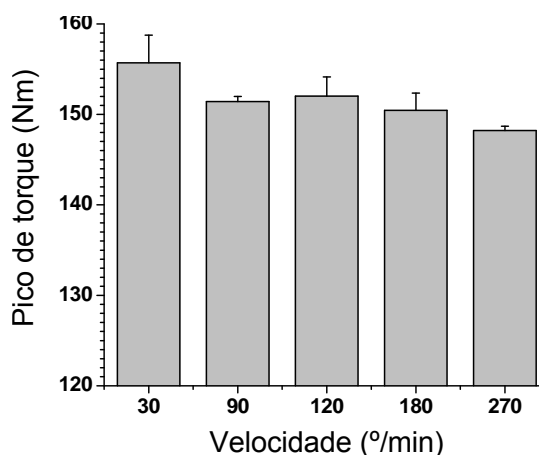


Figura 5. Média e desvio padrão dos Picos de Torque obtidos durante os ensaios em cada velocidade.

Os maiores valores de pico de torque foram obtidos na velocidade de 30°/minuto, sendo que estes resultados apresentaram diferenças estatisticamente significativas em relação às demais velocidades.

Entre as velocidades de 90°/minuto e 120°/minuto não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.33302$).

Os picos de torque diminuíram com o aumento da velocidade.

De maneira a induzir a prótese à fadiga, optou-se então pela realização de um teste que utilizasse máxima velocidade angular oferecida pelo isocinético ou seja 270°/minuto e um total de 200 repetições. Para o referido ensaio, o pico de torque máximo foi de 147 N.m.

O torque é definido como a fração da força aplicada sobre um objeto que é efetivamente utilizada para fazê-lo girar em torno de um eixo ou ponto central, conhecido como ponto pivô ou ponto de rotação.

Para se encontrar o valor de torque, temos:

$$|T| = |r||F|\text{sen}(\theta)$$

...sendo F a força exercida, r a distância do eixo ao ponto de aplicação da força e θ o ângulo entre o braço do momento e a força aplicada.

Utilizando essa equação para o cálculo da força máxima no teste de 10 repetições a 30° por minuto, temos:

$$|F| = \frac{|T|}{|r|\text{sen}(\theta)}$$

$$|F| = \frac{|161|}{|12 \cdot 10^{-2}|\text{sen}(30)} = \frac{161}{0,12 \cdot 0,5} = 2683,33\text{N}$$

Considerando que a massa de um quilograma na superfície da Terra tem um peso aproximado de 9,81 N:

$$F = \frac{2683,33}{9,81} \cong 273,53\text{Kg}$$

Repetindo o mesmo processo para o teste de fadiga temos que no ensaio realizado, a carga aplicada sobre a prótese foi de 249,75 Kg.

Discussão

Este estudo utilizou inicialmente modelos de próteses de alto desempenho conforme (Fig. 6a e 6b), o que permitiu economia de tempo na sua concepção. Um modelo inicialmente analisado foi o do tipo C, utilizado por atletas em corridas.



Figuras 6a e 6b. Prótese de corrida tipo "C" (C-Sprint) Flex-Run™ da fabricante Ossur™.

A análise das forças exercidas durante a marcha humana utilizando este modelo, evidenciou que este formato em uma primeira análise seria inadequado para o desenvolvimento em bambu, principalmente pela excessiva solicitação de esforços aplicado a este tipo de modelo. Tal força é facilmente suportada por materiais como fibra de carbono ou titânio, mas, em relação ao bambu, seria necessário aumentar

a resistência da peça tornando-a mais espessa e, conseqüentemente, mais pesada.

A escolha do modelo final levou em conta concepções cuja geometria permitisse distribuir a carga do peso do corpo ao longo de toda a prótese evitando-se ao máximo a concentração de esforços em regiões específicas, reduzindo assim as possibilidades de estresse mecânico e ruptura das fibras do bambu. Ao mesmo tempo buscou-se proporcionar equilíbrio, sustentação e absorção de impacto para marchas de velocidade reduzida, sendo que o modelo adotado foi um não articulado baseado na prótese de pé-flexível.

Um dos aspectos mais críticos na utilização de taliscas de bambu é a existência de nós que apresentam maior rigidez se comparada com o restante das fibras ao longo do colmo, sendo que estes nós comprometem sua flexibilidade e por conseguinte sua resistência. Uma das formas de se contornar este problema foi estabelecer um processo de colagem que evitasse a superposição dos nós e ao mesmo tempo minimizasse a presença destes nós nas regiões com menor raio de curvatura e permitindo assim a obtenção de uma marcha natural com estabilidade e gasto eficiente de energia.

Aspectos relacionados à descontinuidade das fibras durante seu processo de fabricação, podem comprometer severamente a resistência deste tipo de dispositivo, sendo que este problema foi constatado em ensaios de resistência realizados no presente trabalho, provocando a ruptura da prótese conforme Figura 7.



Figura 7. Ruptura causada por descontinuidade das fibras durante o processo de fabricação.

Conclusão

O protótipo de uma prótese para amputados transtibiais, foi desenvolvido, construído e caracterizado, tendo este primeiro modelo evidenciado sua viabilidade funcional. Em função do custo do material utilizado neste projeto, esta solução se apresenta como opção extremamente interessante para adoção pelo sistema único de saúde.

Agradecimentos

Agradecemos a Edson Marques – Laminados Taquaruçu Indústria e Comércio; Luciano Álvares – Mestrando em Design da PUC-RIO; Leonardo Sadcovitz – Tubolit Indústria e Comércio Ltda.; Regis Bonilha – Luthier; Rodrigo Gontijo – Mestre em Eng. Biomédica; Celso Erasmo de Oliveira e Paulo Lourenço Hempfling da UNIVAP pelo auxílio prestado para o desenvolvimento deste trabalho.

Referências

- SPICHLER, Ethel Rejane Stambovsky, SPICHLER, David, LESSA, Inês et al. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. Rev. Panam Salud Publica, Nov. 2001, vol.10, no.5, p.334-340. ISSN 1020-4989
- CARRASCO, E. V. M.; MOREIRA, L. E.; XAVIER, P. V. Bambu laminado e colado. In: XV Encontro Brasileiro em Madeiras e em Estruturas de Madeira. Ebramem. 1995. Belo Horizonte, MG. Anais, v. II, 13 pp.
- CARVALHO, JA. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. Manole: São Paulo, 1999.
- BOCCOLINI, F. Reabilitação - Amputados - Amputações - Próteses. 1ª ed. São Paulo: Robe Ed., 2000.
- Manual MODULAR III da Ossur. Disponível em: <http://www.ossur.com/lisalib/getfile.aspx?itemid=7613>. Acesso em 20 mai. 2007.
- Figuras 1a e 1b retiradas de <http://www.ossur.com/?pageid=3542>. Acesso em 27 mai. 2007.
- Figuras 6a e 6b retiradas de http://www.link.estadao.com.br/index.cfm?id_conteudo=9472 e <http://www.ossur.de/template110.asp?pageid=91> respectivamente. Acesso em 27 mai. 2007.