

Dimensionamento estrutural e simulação numérica de uma prótese externa baseado no procedimento de amputação transtibial

Structural design and numerical simulation of the external prosthesis based on the transtibial amputation procedure

RESUMO

Rafaela Rossatto Pires
rafaelapires@alunos.utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, Paraná, Brasil

Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues
fabiormr@utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, Paraná, Brasil

O presente trabalho tem como objetivo principal a análise e o projeto dimensional das partes necessárias para desenvolvimento do processo de protetização baseado na amputação transtibial, onde serão necessários desde o projeto do pé protético até elementos de conexão para o encaixe, objetivando a melhor relação custo benefício de materiais a serem utilizados assim como viabilizar a aplicação da prótese no quesito da adaptação de cada paciente. Diante disso, também pretende-se obter o aspecto mais natural possível. A análise será feita a partir da coleta de uma média de dados de dimensões aproximadas do comprimento, largura e espessura da prótese a ser utilizada baseado na distância do coto saudável para com a superfície planar. Desse modo, a elaboração deste artigo também visa a concepção mais simples possível desta prótese a fim de tornar viável a sua construção para uso em todos os níveis econômicos sociais.

PALAVRAS-CHAVE: Amputação transtibial, Prótese externa, Simulação numérica.

ABSTRACT

Recebido: 19 ago. 2019.

Aprovado: 01 out. 2019.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



The presente work has as main objective the analysis and dimensional design of the necessary parts for the development of the process of protection based on the transtibial amputation, where it will be necessary from the project of the prosthetic foot to connecting elements for the fit, aiming at the best relation cost-benefit of materials to be used as well as to enable the application of the prosthesis in the question of the adaptation of each patient. Therefore, it is also intended to obtain the most natural appearance possible. The analysis will be done by collecting a data average of approximate dimensions of the length, width and thickness of the prosthesis to be used based on the distance from the healthy stump to the planar surface. Thus, the drafting of this article also aims at the simplest possible design of this prosthesis in order to make feasible its construction for use in all socioeconomic levels.

KEYWORDS: Transtibial amputation, External prosthesis, Numerical simulation.

1 INTRODUÇÃO

Uma das principais causas das amputações no Brasil – e no mundo - é a soma de fatores relacionados às doenças crônicas. Nas excisões de membros inferiores, a transtibial é considerada o nível mais próximo de possibilidade de alcance do objetivo da retomada de funções de quase normalidade, uma vez que existe a preservação da articulação complexa e avançada do joelho. A base da amputação transtibial consiste em uma extirpação na área da panturrilha onde os ossos da fíbula e a tíbia serão afetados. Tendo em vista a necessidade cada vez maior de dimensionamentos de próteses que devolvam total ou parcialmente as funcionalidades do membro lesionado, propõem-se o estudo e análise das partes necessárias para o desenvolvimento do projeto de uma prótese externa simples do componente inferior ausente através do dimensionamento da estrutura geométrica, ensaio das tensões (compressão) correlacionadas e simulação numérica dos resultados. Diante disso, Carvalho (2012) aponta que a preservação dos movimentos se torna o objetivo principal a ser alcançado como forma de otimização da reabilitação física e psicológica do paciente. Elementos como revestimentos estéticos podem também ser aplicados para que a prótese fique visualmente imperceptível. Devemos observar que, quanto mais a amputação estiver afastada do ponto de centro do joelho, menor será o gasto energético do paciente e, conseqüentemente, melhor será a sua adaptação à prótese. Além disso, o custo para a sua construção também será menor.

Segundo Pereira (2014), o processo de caminhar com uma prótese transtibial requer um gasto de energia adicional de 25-40% em comparação com o padrão de marcha normal. A figura 1 ilustra esse tipo de amputação.

Figura 1 - Amputação Transtibial



Fonte: Catarin - Reabilitação e Inovação

Tendo em vista isso, podemos caracterizar a protetização para este tipo de amputação no que diz respeito aos componentes onde, basicamente, a estrutura é formada pelo pé protético, conectores, tubo e encaixe. Todos esses elementos devem ser ajustados e conectados perfeitamente para que não haja desalinhamento no corpo da prótese. A prótese mostrada na Figura 2 será o modelo mais aproximado para o projeto deste trabalho.

Figura 2 - Prótese transtibial



Fonte: Ortolife - Ortopedia técnica

2 MATERIAIS E MÉTODOS

A primeira fase deste projeto baseou-se em um levantamento sobre informações necessárias para a escolha dos componentes da prótese e, além disso, no estudo do funcionamento básico dos membros inferiores do corpo humano. Isto posto, pesquisou-se os possíveis materiais a serem utilizados e como eles se irão se adequar à necessidade do prontuário específico. Os custos para a confecção também foram levados em conta. Assim sendo, os desenhos das partes integrantes foram feitos separadamente no programa CAD *SolidWorks* e em seguida realizou-se a simulação computacional numérica com o software computacional *Ansys® WorkBench* (*Swanson Analysis Systems, Houston, Pensilvânia, EUA*), aplicando os esforços nos quais a prótese foi submetida com o objetivo final de auxiliar a viabilidade do projeto.

2.1 COMPONENTES

A primeira peça desenhada foi o encaixe (Figura 3). Escolheu-se como base o tipo *KBM* (*Kondylen Bettung Münster*) uma vez que atualmente é a mais utilizada por proporcionar melhor resultado em todos os aspectos. Seria também vantajoso que os encaixes fossem universais, ou seja, que se adaptassem a qualquer prótese. Desta forma o indivíduo não teria que comprar um encaixe para cada tipo de prótese, reduzindo assim os custos (PEREIRA, 2014). Convém observar que toda a carga de peso é feita sobre o tendão patelar e a patela encontra-se totalmente livre, uma vez que a amputação ocorre abaixo do ponto do joelho e em vista disso, a articulação do joelho é preservada melhorando as probabilidades de sucesso. O encaixe exerce pressão acima do côndilo medial e a diminuição da medida médio-lateral garante uma boa suspensão da prótese (BRASIL, 2013). A junção do encaixe ao tubo foi feita através de uma solda entre as superfícies. Baseando-se em um coto comprido e adaptável ao tipo de encaixe escolhido, o tubo (Figura 4) foi projetado dividindo-se o comprimento em dois diâmetros diferentes a fim de suportar a carga exercida pelo côndilo medial e, para mais, a diferença brusca de medidas entre os diâmetros foi cuidadosamente observada para que não houvesse concentrações de tensões. O conector escolhido para fixação do pé protético foi o uso de quatro parafusos tipo cabeça fendida cilíndrica a partir da extensão de um diâmetro maior ao eixo do tubo. Por fim, projetou-se um pé modelo SACH simples (Figura 5) e sem articulação pontuando-se a necessidade de boa aderência da superfície planar com o piso, evitando assim riscos de acidentes. O aço estrutural foi o material escolhido para a construção das partes.

Figura 3 - Encaixe KBM



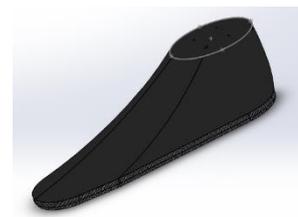
Fonte – Autoria própria

Figura 4 - Tubo



Fonte - Autoria própria

Figura 5 - Pé protético



Fonte - Autoria própria

3.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Após a definição do esboço de cada componente, utilizou-se o método de elementos finitos a fim de simular e analisar todos os esforços nos quais a prótese poderá ser submetida. O modelo desenvolvido assemelhou-se à um sistema simples de carga dividida em que a massa estimada do paciente foi de setenta quilogramas, ou seja, trinta e cinco quilogramas em cada perna. Convertendo para o peso, então

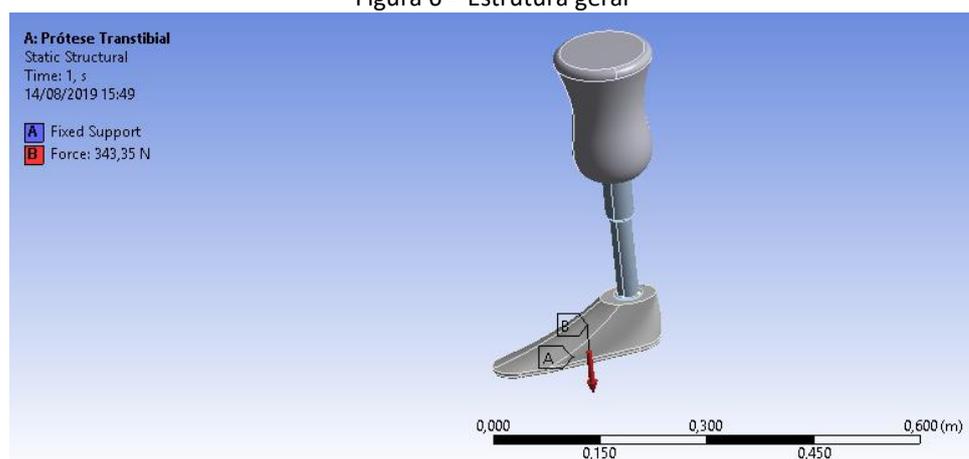
$$P = m \cdot g \text{ (N)} \quad [1]$$

$$P = 75 \cdot 9,81$$

$$P = 735,75 \text{ N}$$

Assim, o peso total dividido por dois, é o total da resultante aplicada na superfície do encaixe KBM, ou seja, é o esforço da força normal considerada. Além disso, o pé protético foi fixado à superfície planar. Para FERREIRA et, al (2011) o parecer básico do método FE utilizado pelo *software* é dividir o corpo ou domínio estudado em regiões menores, as EF's. Tendo em vista isso, são construídas equações matemáticas para essas regiões. As equações pertencentes a cada parte são fixadas, para que uma equação global seja obtida para representar a prótese inteira. Depois de encontrar o peso total através da solução da equação [1], as tensões e esforços totais no corpo podem ser avaliados. O tamanho máximo do elemento na malha foi de 0,2286mm com um total de 18330 elementos tetraédricos e 30451 nós. De forma geral, os esforços serão apresentados na Figura 6,

Figura 6 – Estrutura geral

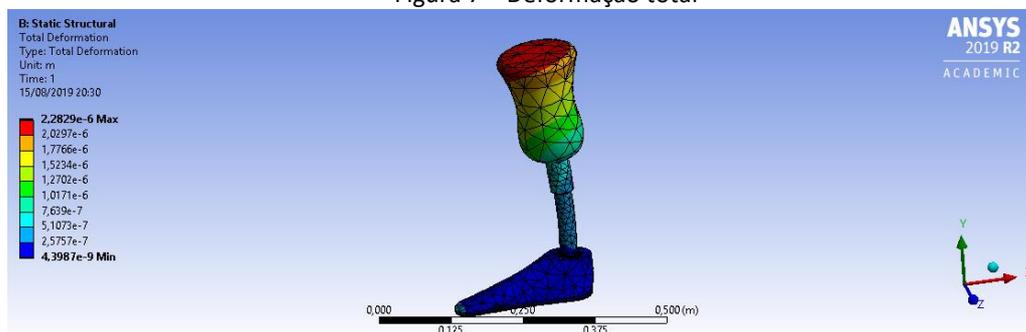


Fonte: Autoria própria

4 RESULTADOS

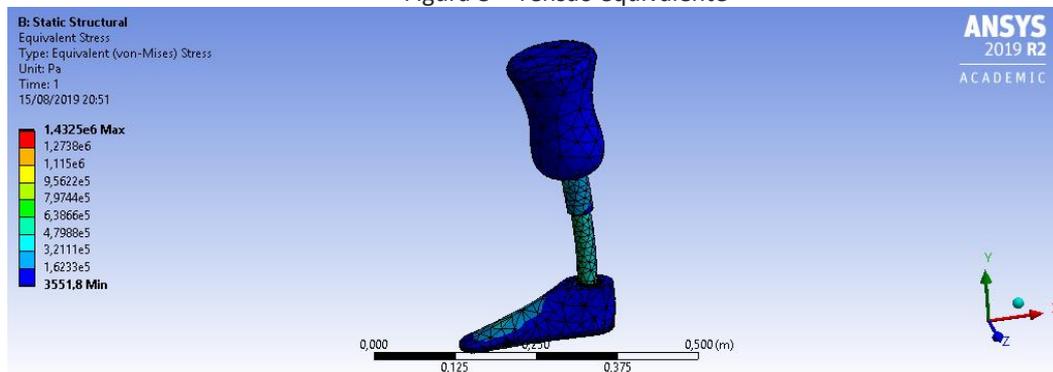
A solução a partir da deformação total da estrutura em metros, pode ser observada na Figura 7. Além disso, a Figura 8 demonstra a solução total da tensão equivalente (Von-Misses) em Pascal.

Figura 7 – Deformação total



Fonte: Autoria própria

Figura 8 – Tensão equivalente



Fonte: Autoria própria

5. CONCLUSÃO

Diante dos resultados encontrados na simulação numérica, pode-se concluir valores precisos dos esforços em que a prótese de aço estrutural está submetida de acordo com as condições iniciais e, com isso, viabilizar a construção de um projeto de aplicação do dispositivo conforme as necessidades de cada paciente. O pé protético aproxima-se do aspecto natural do órgão e o encaixe KBM proporciona o melhor desempenho do conjunto. Além disso, o modelo de concepção mais simples possível também possibilita o desenvolvimento do modelo para atender demandas de todos os níveis econômicos sociais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção : confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas** - Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. – Brasília: Ministério da Saúde, 2013.

CARVALHO, J.A. **Vantagens na protetização de amputados transtibiais submetidos a técnicas cirúrgicas não convencionais**. 2012. Tese (Doutorado em Ciências da Cirurgia) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2012. Disponível em: http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/308490/1/Carvalho_JoseAndre_D.pdf. Acesso em: 13 mai. 2019.

FERREIRA, A.M; ASSUMPÇÃO, R; LUERSEN M.A; BORGES, P.C. **Mechanical Behavior of a prototype orthodontic retraction spring: a numerical-experimental study**. European Journal of Orthodontics, Volume 35, Issue 4, August 2013, Pages 414–420. Disponível em < <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr062>>. Acesso em: 23 set. 2019.

PEREIRA, D. C. S. **Desenvolvimento de um protótipo para aplicação em doentes com amputação da perna**. 2014. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica Ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica) - Universidade do Minho - Escola de Engenharia, Braga, 2014. Disponível em: < <https://repositorium.sdum.uminho.pt/bitstream/1822/34099/1/tese%20versao%20final.pdf>>. Acesso em: 07 jun. 2019

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor orientador Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

À minha companheira Júlia Melão.

À minha mãe.