

# Desenvolvimento de uma Metodologia para o Projeto de Órteses Ortopédicas

L. A. Ferreira\*, R. C. Carbonari\*

\*Universidade Federal do ABC, São Bernardo, Brasil  
e-mail: leonardo.alves@aluno.ufabc.edu.br

**Abstract** - *The traditional method of orthoses manufacturing presents many problems, among them the lack of an optimal design (i.e., that achieves the maximal structural rigidity using less material), which would provide a more comfortable product to patients. The aim of this work was to propose a methodology for designing a personalized and optimal orthosis using simple tools and free software. For this purpose, a torso geometry was obtained using Microsoft Kinect, and the topology optimization method (TOM) was used as a designing tool, for it combines the finite element method (FEM) with an optimization algorithm. The function packages FEniCS, Dolfin-Adjoint and Ipopt were used to solve the TOM problem, which was set to maximize the structural rigidity subjected to a volume constraint. The resulting prototype is similar to those seen in the literature, where more complex techniques and commercial software have been employed, which suggests the validity of this method. The software Ansys (academic license – free version) was used to verify the von Mises stress. Future steps include experimental measurements, to verify the orthosis's biomechanical behavior, and clinical tests.*

**Palavras-chave:** Órteses, digitalização 3D, método de otimização topológica.

## Introdução

Dentro da ortopedia, são classificados como órteses os dispositivos utilizados com o intuito de estabilizar e/ou auxiliar a funcionalidade de uma ou mais articulações. Elas podem ser utilizadas tanto para restringir total ou parcialmente a mobilidade quanto para aumentar o alcance de movimentos, ou seja, para compensar, prevenir ou corrigir deformidades e fraquezas decorrentes de doenças ou outras formas de dano ao sistema neuromusculoesquelético [1]. Atualmente, o processo mais comum de produção de órteses customizadas é feito de forma artesanal a partir de um molde de gesso obtido do corpo do paciente. Por meio de uma série de procedimentos, esse molde leva à construção de um modelo em cima do qual o material da órtese é moldado para adquirir o formato

desejado [2].

Problemas identificados nessa metodologia incluem: a dependência que a qualidade final possui das habilidades manuais e experiência do responsável pela manufatura; as limitações existentes na precisão, reprodutibilidade e possibilidades de formatos; e o longo tempo de fabricação, que pode envolver a necessidade de diversas idas do paciente à clínica para a tomada de medidas e a realização de ajustes na órtese [3].

Adicionalmente, o produto final obtido geralmente não leva em consideração a possibilidade de otimização do formato, o que pode resultar em um peso e área de contato maiores do que o que seriam realmente necessários. Essas características podem acarretar um maior desconforto no uso da órtese, o que, quando possível, leva a uma menor utilização do dispositivo e, conseqüentemente, a uma menor eficácia do tratamento [4].

Com vista nesses problemas, estudos nos últimos anos [3, 5–7] buscaram explorar a possibilidade de incorporar novas tecnologias na produção de órteses. A combinação de técnicas de digitalização 3D, CAD e manufatura aditiva ou subtrativa tem sido apontada por esses autores como possíveis alternativas para a melhoria do processo de produção, sendo que o produto resultante tem desempenho no mínimo equivalente ao obtido da forma tradicional. Outros estudos [4, 8, 9] também mostraram a possibilidade de serem utilizados o método de elementos finitos (MEF) ou o método de otimização topológica (MOT), que combina métodos de análise (como o MEF) com algoritmos de otimização [10], para alterar o formato da órtese diminuindo o seu peso e a sua área de contato. Os produtos obtidos na maioria dos casos mantiveram o mesmo efeito do tradicional e proporcionaram maior conforto ao usuário.

O objetivo do trabalho descrito neste artigo foi desenvolver uma metodologia para o projeto de órteses utilizando uma tecnologia de digitalização 3D em conjunto com o MOT para a obtenção de um produto otimizado, sendo este último implementado com o uso de alternativas gratuitas ao invés dos *softwares* comerciais normalmente utilizados.

## Materiais e métodos

Para o desenvolvimento da metodologia, foi utilizada como base a órtese tóraco lombar sacra (OTLS), um tipo de órtese usado no tratamento de dores, fraturas e deformidades na coluna vertebral [1]. Órteses dentro dessa classificação têm como característica o recobrimento das regiões torácica, lombar e sacral.

A obtenção da geometria inicial da OTLS foi feita a partir do escaneamento 3D de um manequim de torso masculino com o uso do Microsoft Kinect, o que em um caso real poderia ser feito a partir do corpo do próprio paciente. O modelo obtido foi processado no *software* gratuito de edição de malhas 3D Meshmixer para que fossem removidas as regiões que não fizessem parte do formato tradicional de uma OTLS.

A implementação do MOT, com o MEF sendo o método de análise, foi feita em Python utilizando três bibliotecas gratuitas de funções que auxiliam neste fim: FEniCS, Dolfin-Adjoint e Ipopt. O problema de otimização a ser resolvido foi definido como:

$$\begin{aligned} \text{Minimizar: } & \mathcal{U}^t \mathcal{K} \mathcal{U} \\ \rho_i & \quad i = 1..N_e \\ \text{sujeito à: } & [\mathcal{K}] \{\mathcal{U}\} = \{\mathcal{F}\} \\ & 0 < \rho_{\min} \leq \rho_i \leq 1 \\ & \sum_{i=1}^{N_e} \{\int_S \rho dS_e\} - \Theta_S \leq 0 \end{aligned}$$

sendo que  $\mathcal{U}$ ,  $\mathcal{F}$ ,  $\mathcal{K}$  são os deslocamentos nodais, carregamentos externos nodais e a matriz de rigidez global, respectivamente.  $\rho_i$  são as pseudo-densidades definidas para cada elemento finito ( $i$ ) e  $\Theta_S$  é o valor da restrição de volume. Portanto, o problema de otimização é definido para minimizar a energia de deformação (ou maximizar a rigidez estrutura), estando sujeita à uma restrição de volume e a equação de equilíbrio. Foi definida uma restrição de volume de 50%, e as pseudo-densidades variaram entre  $10^{-5}$  e 1, exceto na região com restrição de movimento, onde elas foram fixadas em 1. Para evitar pseudo-densidades com valores intermediários, foi usado o modelo SIMP (*Solid Isotropic Material with Penalization*) com coeficiente de penalização igual a 4. Uma tolerância de  $10^{-5}$  e um máximo de 200 iterações foram considerados como critérios de parada para a otimização.

Os carregamentos e restrições utilizados, apresentados na figura 1, foram baseados em um estudo [11] que apresenta o modelo de forças exercidas por uma OTLS para a correção da escoliose idiopática, uma doença que causa deformidade progressiva na coluna vertebral. Foram utilizados ele-

mentos triangulares de casca com um nó em cada vértice, e as propriedades mecânicas usadas foram um módulo de elasticidade de 1,7 GPa e um coeficiente de Poisson de 0,33, valores aproximados para o material ABS.

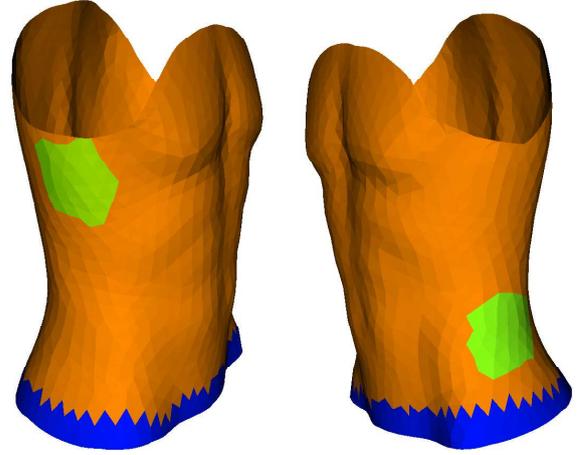


Figura 1 – Carregamentos e restrições utilizados para a formulação do MEF, onde a região em azul representa os elementos fixados em todas as direções e as regiões em verde os nós onde foram aplicadas as forças, sendo estas com magnitude 9 N, contidas nos planos coronal e transversal, e apontando para fora da órtese.

O resultado do MOT foi utilizado para alterar a malha original de forma a remover todos os elementos que possuíssem ao menos um nó com pseudo-densidade menor ou igual a 0,5. Em seguida, o modelo 3D da OTLS foi processado no Meshmixer para suavizar as bordas do formato obtido de forma a eliminar regiões pontiagudas. Para testar o resultado final, foram consideradas as mesmas condições de contorno listadas anteriormente para realizar uma simulação utilizando o MEF no Ansys 18.0 (licença acadêmica), tendo como único parâmetro adicional a espessura da órtese, estabelecida como sendo de 5 mm.

## Resultados

A geometria da órtese obtida após o processamento da malha digitalizada do manequim possuiu um total de 1559 nós e 2818 elementos triangulares. O resultado otimizado final dessa geometria é apresentado na figura 2. A convergência foi atingida em cerca de 4 minutos após 127 iterações.

O resultado das tensões de von Mises para a simulação feita com a geometria final é apresentada na figura 3, sendo que essa resposta foi obtida utilizando o *software* Ansys 18.0 (licença acadêmica).

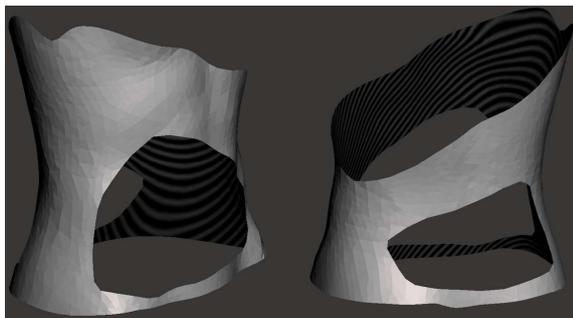


Figura 2 – Vista anterior (à esquerda) e posterior (à direita) do formato final da órtese otimizada.

Analisando a figura, verificamos que o valor máximo obtido foi de 26,6 MPa.

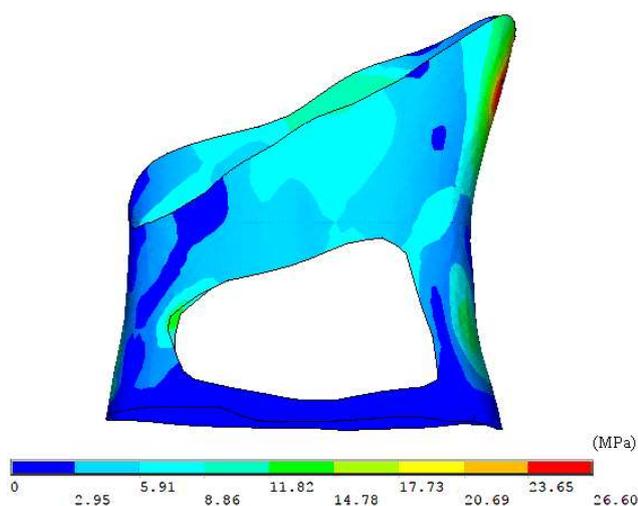


Figura 3 – Tensão de von Mises para a simulação utilizando a geometria da órtese otimizada.

## Discussão

O peso e a área de contato de órteses são duas características que podem proporcionar desconforto aos seus usuários e que não são otimizadas durante o processo de manufatura tradicional. Este estudo apresentou uma possibilidade de metodologia para o projeto de uma OTLS com a utilização do MOT para a obtenção de um formato otimizado, atingindo uma redução de cerca de 50% do volume em relação a uma órtese tradicional. O resultado alcançado teve uma redução de material principalmente nas regiões posterior, anterior e superior lateral, o que é coerente com o esperado para a deformidade tratada já que os principais carregamentos associados a ela estão aplicados nas laterais. Características semelhantes a estas também foram obtidas em um estudo com a mesma premissa [4] cuja metodologia consistiu basicamente

em seccionar uma OTLS tradicional a cada 2 cm, digitaliza-la e implementar o MOT utilizando o *software* comercial Ansys. Isso traz indícios da possibilidade de utilizar métodos mais simples e alternativas gratuitas para a implementação de um projeto desse tipo. Além disso, o tempo levado para atingir a convergência no presente trabalho foi baixo, mostrando que não são necessários recursos computacionais altos para a implementação do MOT de forma rápida.

Caso o protótipo da órtese ilustrada na figura 2 fosse fabricado em ABS (*acrylonitrile butadiene styrene*), que apresenta valores para a tensão de escoamento médio de 26,5 MPa [12], o projeto estaria no limite do critério de falha.

## Conclusões

As novas tecnologias de digitalização 3D e manufatura, em conjunto com o MEF e o MOT, têm aberto novas possibilidades para o desenvolvimento de melhorias no processo de produção de órteses. Neste trabalho foi demonstrado o projeto de uma OTLS customizada e otimizada a partir de métodos simples e *softwares* gratuitos. Uma melhoria aplicável ao que foi proposto seria a utilização de sensores para uma caracterização mais adequada das forças atuantes na doença a ser tratada. Além disso, estudos futuros ainda são necessários para validar essa metodologia por meio da produção de protótipos, ensaios mecânicos e pesquisas clínicas.

## Agradecimentos

Agradecimentos ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Universidade Federal do ABC pelo financiamento fornecido para a realização desta pesquisa.

## Referências

- [1] R. A. Cooper, H. Ohnabe, and D. A. Hobson, *An introduction to rehabilitation engineering*. CRC Press, 2006.
- [2] M. Jorge, M. Lusardi, and C. Nielsen, “Orthotics & prosthetics in rehabilitation,” 2013.
- [3] R. Chen, L. Chen, B. Tai, Y. Wang, A. Shih, and J. Wensman, “Additive manufacturing of personalized ankle-foot orthosis,” *Proc. NAMRI/SME, Detroit*, 2014.

- [4] Y.-C. Liao, C.-K. Feng, M.-W. Tsai, C.-S. Chen, C.-K. Cheng, and Y.-C. Ou, "Shape modification of the boston brace using a finite-element method with topology optimization," *Spine*, vol. 32, no. 26, pp. 3014–3019, 2007.
- [5] W. N. Sankar, J. Albrektson, L. Lerman, V. T. Tolo, and D. L. Skaggs, "Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of cad/cam versus plaster molded tlosos," *Journal of children's orthopaedics*, vol. 1, no. 6, pp. 345–349, 2007.
- [6] J. Cottalorda, R. Kohler, C. Garin, P. Genevois, C. Lecante, and B. Berge, "Orthoses for mild scoliosis: a prospective study comparing traditional plaster mold manufacturing with fast, noncontact, 3-dimensional acquisition," *Spine*, vol. 30, no. 4, pp. 399–405, 2005.
- [7] D. Palousek, J. Rosicky, D. Koutny, P. Stoklásek, and T. Navrat, "Pilot study of the wrist orthosis design process," *Rapid Prototyping Journal*, vol. 20, no. 1, pp. 27–32, 2014.
- [8] T.-H. Huang, C.-K. Feng, Y.-W. Gung, M.-W. Tsai, C.-S. Chen, and C.-L. Liu, "Optimization design of thumbspica splint using finite element method," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1105–1111, 2006.
- [9] N. Cobetto, C. Aubin, S. Parent, J. Clin, S. Barchi, I. Turgeon, and H. Labelle, "Effectiveness of braces designed using computer-aided design and manufacturing (cad/cam) and finite element simulation compared to cad/cam only for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a prospective randomized controlled trial," *European Spine Journal*, vol. 25, no. 10, pp. 3056–3064, 2016.
- [10] M. Bendsoe and O. Sigmund, *Topology Optimization: Theory, Methods, and Applications*. Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [11] A. G. Patwardhan, T. M. Gavin, W. H. Bunch, V. M. Dvornch, R. Vanderby Jr, K. P. Meade, and M. Sartori, "Biomechanical comparison of the milwaukee brace (ctlso) and the tloso for treatment of idiopathic scoliosis.," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 8, no. 4, pp. 115–122, 1996.
- [12] J. F. Rodríguez, J. P. Thomas, and J. E. Renaud, "Mechanical behavior of acrylonitrile butadiene styrene (abs) fused deposition materials. experimental investigation," *Rapid Prototyping Journal*, vol. 7, no. 3, pp. 148–158, 2001.