

## DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE LIVRE PARA O CÁLCULO ESTRUTURAL DE PRÓTESE DE BRAÇO

A. A. Saraiva\*, P.H.R. Bezerra\*\*, F.A. dos Santos\*\*\*, L.A. de S. Carvalho\*\*\*\*, F.M.A. de Araújo\*\*, M.A de Souza\*, H.R. Gamba\*

\*Universidade Tecnológica Federal do Paraná-CPGEI, Curitiba, Brasil

\*\*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí, Teresina, Brasil

\*\*\*Universidade Estadual do Piauí, Teresina, Brasil

\*\*\*\*Universidade Federal do Piauí, Teresina, Brasil

e-mail: aratasaraiva@gmail.com

**Resumo:** A aplicação de modelos computacionais na solução de problemas relacionados com estruturas biomecânicas é bastante apropriada. Nesse sentido, os estudos da estrutura de uma prótese podem ser realizados de forma semelhante àquelas realizados nas análises de tensões de estruturas mecânicas. Este trabalho tem o objetivo de modelar próteses médicas e analisar o comportamento destas, quando submetidas a esforços externos.

**Palavras-chave:** prótese, carregamento, esforço, tensão, software

**Abstract:** The appliance of computational models to solve related to biomechanical structures is quite appropriate. Like this, prosthesis structure studies can be designed similar to those made in the analysis of mechanical tension structures. This work aims at modeling mechanical prosthesis and analyzes the behavior of these when subjected to external charging.

**Keywords:** prosthesis, charging, effort, strain, software

### Introdução

A prótese é “a parte da terapêutica que tem por objetivo recolocar, mediante uma preparação artificial, um órgão perdido totalmente ou em parte, ou ocultar uma deformidade” [1].

No desenvolvimento de produtos biomecânicos é importante a construção de um modelo o mais próximo do real bem como a sua simulação. Dessa forma, é possível prever e avaliar o comportamento estrutural da prótese na função de uma parte do corpo. A modelagem e simulação permitem uma análise detalhada e validação do elemento proposto, permitindo uma possível otimização no projeto da prótese a ser fabricada.

A avaliação e desenvolvimento desses produtos biomecânicos necessitam de análises estruturais e modelagens para avaliar sua resistência mecânica, principalmente quando submetidas a esforços externos. Neste trabalho, produziu-se um software de uso livre, e fez-se a validação do modelo de uma estrutura óssea, onde se pode verificar o comportamento de uma estrutura anatômica que recebeu um implante cirúrgico, além disso procurou-se, no seu desenvolvimento,

possibilitar futuras atualizações tanto do modelo matemático quanto dos possíveis casos de modelos de próteses com isso modularizando o sistema.

### Materiais e métodos

O primeiro passo no desenvolvimento de uma estrutura é a determinação dos tipos de carregamento impostos sobre a prótese. Assim, foram propostos cinco combinações conforme ilustra a figura 1 e são composta de três tipos de carregamentos, são elas: carga concentrada, carregamento distribuído constantemente e carregamento distribuído de forma linear. Após a escolha do tipo de carregamento é necessário o esboço do diagrama de corpo livre para um tipo de combinação, figura 2. O diagrama de corpo livre serve como orientação para a modelagem matemática que é inserida no cálculo. Cada combinação de carregamento teve um diagrama de corpo livre diferente, pois por ser casos distintos acabam interferindo nos resultados das reações e dos diagramas. A observação do diagrama de corpo livre facilita a visualização, os cálculos e as análises isostáticas e tensões. Nesse trabalho são apresentados os cálculos das reações, os diagramas e tensões de flexão para um tipo de carregamento e os outros serão apenas exibidos em uma tabela, pois seguem uma metodologia de cálculo semelhante.

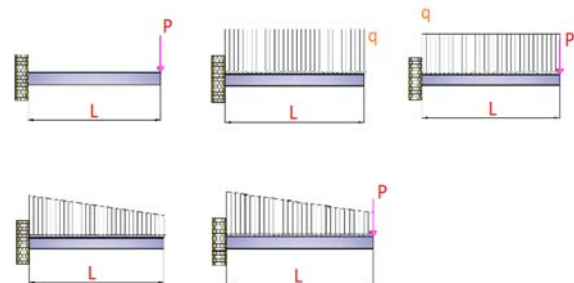


Figura 1 – Tipos de distribuição de carga. (a) carga concentrada, (b) carregamento linear, (c) carregamento constante mais carga concentrada, (d) carregamento linear e (e) carregamento linear mais carga concentrada.

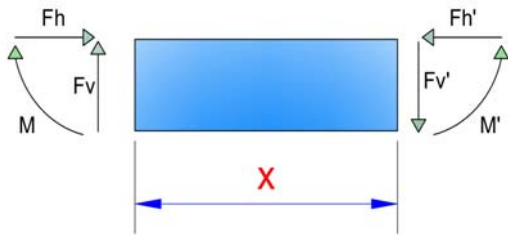


Figura 2 – Diagrama de corpo livre.  $F_h$  (força na horizontal),  $F_v$  (força na vertical),  $M$  (momento).

**Cálculo das reações** – Na figura 1(b), considerando o carregamento  $q$  (constante) a reação vertical  $R_v$  e o momento máximo  $M_{max}$  são dados pelas equações (1) e (2), respectivamente.

$$\begin{aligned} R_v - q \cdot L &= 0 \\ R_v &= q \cdot L \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} M_{max} - \frac{q \cdot L^2}{2} &= 0 \\ M_{max} &= \frac{q \cdot L^2}{2} \end{aligned} \quad (2)$$

Onde “ $q$ ” é o carregamento e “ $L$ ” é o comprimento.

Essas duas equações fornecem as reações máximas no apoio (vínculo do tipo fixo). Nesse caso não há uma terceira reação (reação horizontal) devido ao tipo de carregamento. A relação entre o carregamento e as reações fornece os diagramas do esforço cortante para os esforços na vertical, do esforço normal para os esforços na horizontal e o momento fletor [2]. Assim, o carregamento, expresso por uma função  $q(x)$ , é igual à derivada da força cortante em relação à distância, equação (3), e o momento da carga é obtida pela derivada do esforço vertical em relação a derivada da distância, equação (4)[2].

$$q(x) = \frac{-dV}{dx} \quad (3)$$

$$V(x) = \frac{dM}{dx} \quad (4)$$

Logo, para encontrar as equações do esforço cortante e momento fletor basta seguir a metodologia de cálculo abaixo:

$$\begin{aligned} V(x) &= \int -q(x) \cdot dx \\ V(x) &= -q \cdot x + k_1 \\ V(x) &= -q \cdot x + q \cdot L \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} M(x) &= \int V(x) \cdot dx \\ M(x) &= \int (-q \cdot x + q \cdot L) dx \\ M(x) &= \frac{q \cdot L^2}{2} + q \cdot L \cdot x + k_2 \end{aligned}$$

$$M(x) = \frac{-q \cdot x^2}{2} + q \cdot L \cdot x - \frac{q \cdot L^2}{2} \quad (4)$$

As constantes  $k_1$  e  $k_2$  representam a reação máxima no apoio. A Tabela 1 mostra o resultado do cálculo das reações para os outros tipos de carregamentos.

Tabela 1 – Cálculos das reações máximas vertical e momento nos apoios.

Tipo de carregamento	Reação vertical máxima ( $R_v$ )	Momento máximo ( $M_{max}$ )
Figura 1(a)	$P$	$-P \cdot x$
Figura 1(c)	$q \cdot L + P$	$\frac{q \cdot L^2}{2} + P \cdot L$
Figura 1(d)	$\frac{f_1 \cdot L}{2} + q_1 \cdot L$	(i) Se $q_0 > q_1 \rightarrow \frac{f_1 L^2}{6} - \frac{q_1 L^2}{2}$ (ii) Se $q_0 < q_1 \rightarrow \frac{f_1 L^2}{3} - \frac{q_1 L^2}{2}$
Figura 1(e)	$\frac{f_1 \cdot L}{2} + q_1 L$	(i) Se $f_1 > 0 \rightarrow \frac{f_1 L^2}{6} - \frac{q_1 L^2}{2} - P \cdot L$ (ii) Se $f_1 < 0 \rightarrow \frac{f_1 L^2}{3} - \frac{q_0 L}{2} - P L$

O fator ( $f_1$ ) presente em algumas fórmulas na Tabela 1 faz referência a uma comparação entre o carregamento inicial e o final no tipo linear, além disso, ele só é aplicado para esse tipo de carregamento. Logo, ele é determinado da seguinte maneira:

$$f_1 = q_0 - q_1 \quad (5)$$

Onde “ $q_0$ ” é o valor do carregamento inicial, isto é, atuante no apoio e, “ $q_1$ ” é o carregamento no final atuante no braço. Assim o fator “ $f_1$ ” é uma condição a ser avaliada no software que seu sinal, positivo ou negativo, determina quais equações serão utilizadas.

A Tabela 2 apresenta as equações dos diagramas de esforço cortante e momento fletor. Essas equações são a representação gráfica das funções matemáticas e fornecem uma indicação de como o esforço estar variando com relação à distância [3]. Sua determinação é de caráter importante, pois participam nos cálculos estruturais e fornecem pontos relevantes nas diferentes seções, além de apontar os pontos com valores máximos e mínimos presentes nos diagramas. Os diagramas podem ser determinados de duas maneiras: por meio de suas equações, Tabela 2, ou pelas seções-chave. Uma definição de seções-chave faz menção às alterações ocorridas nas estruturas bem como sua mudança no

aspecto do carregamento tudo isso demonstrado nos diagramas de momento fletor e esforço cortante [3].

Tabela 2 – Equações dos diagramas de esforço cortante e momento fletor para as combinações de carregamentos.

Tipo de carregamento	Equação do esforço cortante ( $V(x)$ )	Equação do momento fletor ( $M(x)$ )
Figura 1(a)	$P$	$P \cdot x - P \cdot L$
Figura 1(c)	$\frac{q \cdot L^2}{2} + P \cdot L$	$-q \cdot x + V$
Figura 1(d)	$\frac{f_1 \cdot x^2}{2L} - q_0 \cdot x + \frac{f_1 \cdot L}{2} + q_1 \cdot L$	$\frac{f_1 x^3}{6L} - \frac{q_0 x^2}{2} + \frac{f_1 \cdot L \cdot x}{2} + q_1 \cdot L \cdot x + M_{(iouii)}$
Figura 1(e)	$\frac{f_1 x^2}{2L} - q_0 \cdot x + \frac{f_1 L}{2} + q_1 \cdot L + P$	$\frac{f_1 x^3}{6 \cdot L} - \frac{q_0 x^2}{2} + \frac{f_1 \cdot x \cdot L}{2} + q_1 \cdot L \cdot x + P \cdot x + M_{(iouii)}$

**Propriedades mecânicas** – As propriedades mecânicas dos materiais indicam o comportamento do mesmo quando submetido a ações de esforços, seja ele de compressão ou de tração, os quais são expressos em função da tensão (carga) e/ou deformação [4]. Geralmente, no desenvolvimento de um projeto procura-se trabalhar com as propriedades do material no regime elástico, pois é nessa região aplica-se a lei de Hooke, equação (6). Essa lei estabelece uma relação proporcional da força com a deformação [5] e, a tensão relaciona-se proporcionalmente também com a deformação [6]. Logo a constante “E” conhecida como módulo de elasticidade ou módulo de Young [7] faz referência a rigidez do material, fator determinante na escolha do material.

$$\sigma = E \cdot d \quad (6)$$

onde “ $\sigma$ ” é a tensão, “E” é o módulo de elasticidade e “d” a deformação.

A escolha dos materiais que estão disponíveis no programa desenvolvido restringe-se aos polímeros, em especial o nylon 6,6 por possuir boas propriedades mecânicas, como por exemplo, boa resistência mecânica e boa resistência ao impacto, além de oferecer uma maior rigidez, ou seja, módulo de Young elevado e o PLA (Biopolímero Ácido Poliláctico) [8]. A opção pela escolha dos polímeros se deve pelo fato de serem materiais bastante aplicados na engenharia médica e por apresentarem propriedades mecânicas e químicas satisfatórias para os casos encontrados nessa área [9, 10]. É válido ressaltar que os polímeros possuem vastas

aplicações nas diversas áreas da engenharia, que vão desde embalagens plásticas até peças estruturais.

**Cálculo estrutural** – a análise estrutural inserida no software é restringida a tensão de flexão para um primeiro momento. Essa é gerada pelos carregamentos que induzem momentos internos na estrutura. Assim a forma genérica como é relacionada a tensão de flexão com o momento é expressa pela equação (7).

$$\sigma_f = \frac{M \cdot y}{I} \quad (7)$$

Onde “ $\sigma_f$ ” é a tensão de flexão, “y” é a distância do ponto calculado até a linha neutra e “I” é o momento de inércia. O momento de inércia é inserido no software é o da coroa, variando em três distâncias, como explicitado na Figura 3.

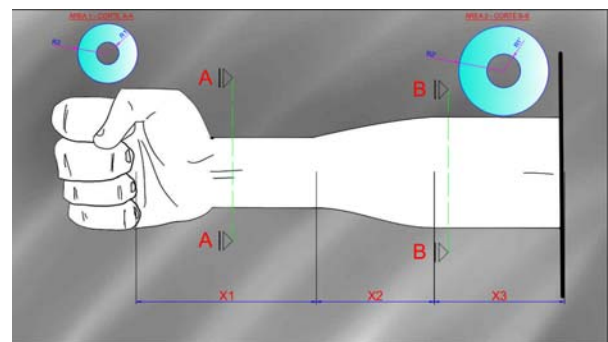


Figura 3 – Esboço representativo de uma prótese de braço evidenciando as distâncias (x1, x2 e x3) e as seções transversais (A1 e A2).

## Resultados

Com a escolha e dos tipos de carregamentos e inserção das propriedades geométricas e físicas o software ofereceu dois tipos de resultados: as tensões em cada ponto variando com a distância, além disso, a distância varia com um valor de incremento igual a 1 cm. O segundo resultado, Figura 4, só é mostrado caso a tensão calculada seja maior que a tensão de escoamento do material, esse último dado é obtido na análise do gráfico tensão deformação.

O software gera um arquivo em formato “PDF” mostrando os dados de entrada, cargas e medidas do comprimento e da seção transversal da prótese, além dos resultados dos cálculos das reações, diagramas de momento fletor e esforço cortante e da tensão de flexão. No relatório, os resultados são expressos em forma de tabela e gráficos.

Com a inclusão das propriedades físicas do material podendo o usuário variar entre o PLA e o nylon 6,6 o software permitiu ao usuário a comparação dos resultados e avaliar qual deles é o mais apropriado para a aplicação desejada.

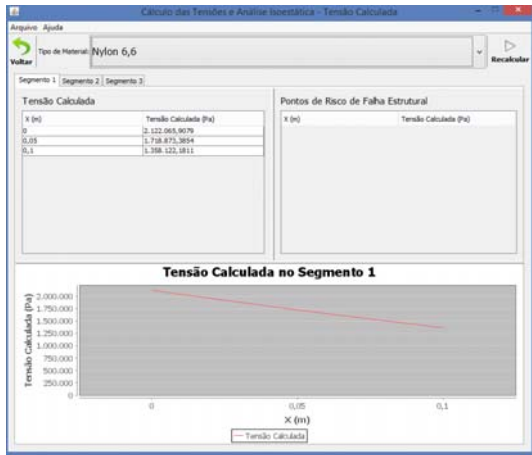


Figura 4 – Resultado das tensões calculadas nos três segmentos ao longo da prótese de braço.

### Discussão

No projeto de uma prótese a rotina de cálculo pode ser considerada extensa. O software desenvolvido, mesmo na primeira versão, permite a redução do tempo, tanto na fase de escolha de parâmetros de projeto, quanto na própria execução dos cálculos estruturais, além disso, expõem as tabelas e gráficos referentes aos diagramas de esforço cortante e momento fletor, e analisa as tensões ao longo do comprimento da prótese. Outro aspecto importante é a possibilidade de fazer comparações dos resultados das tensões e tomar decisões considerando os seguintes aspectos: 1) propriedades geométricas; 2) propriedades físicas (tipo do material), isto é, se em algum ponto a tensão de flexão é maior que a tensão de escoamento do material. O usuário pode ter dois caminhos, ou ele avalia as dimensões (seção transversal) da prótese ou ele muda o tipo de material para o qual ofereça a maior tensão de escoamento. Dessa forma é possível avaliar os custos para a fabricação da prótese. O software foi desenvolvido para uso livre e também possui qualidade de poder acrescentar novos materiais em sua biblioteca e o refinamento e melhoramento da metodologia e modelos de cálculo a medida que ocorrer atualizações, não sendo menos importante a implementação de novos modelos de próteses.

### Conclusão

O programa desenvolvido possibilita ao usuário a opção de dois tipos de materiais diferentes, mas pertencente a mesma classe, os polímeros, materiais que estão sendo bastante usado hoje em dia. Outro aspecto relevante é o fato de ele ser de uso livre, ou seja, não necessitando de uma licença para ser usado em sua totalidade. Para o projeto estrutural de uma prótese ou qualquer outra componente estrutural a análise das tensões atuantes nele é um aspecto importante para se fazer uma um projeto confiável, assim o software além de possibilitar que essa análise ocorra, ele também ajuda na diminuição do tempo que é levado para a execução

desses cálculos quando o usuário não usa um software para auxiliá-lo.

### Agradecimentos

Agradecimentos a TEC-Engenharia e ao LABIRAS (LABoratory of Intelligent Robotics, Automation and Systems) por oferecerem suporte técnico ao desenvolvimento do software e ao IFPI (Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí) por disponibilizar espaço físico para a elaboração do trabalho e apoiar fortemente o desenvolvimento de pesquisas.

### Referências

- [1] ALTUBE, L.A.C. Técnica de próteses (próteses de laboratório). Ed. Mundi: Buenos Aires, 1960.
- [2] BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R.; DEWOLF, J. T. Resistência dos Materiais. Trad. Celso Pinto Moraes Pereira. 3. Ed. São Paulo: MAKRON Books, 1995.
- [3] ALMEIDA, Maria Cascão Ferreira de. Estruturas isotáticas. São Paulo: Oficina de textos, 2009.
- [4] GARCIA, A.; SPIM, J. A.; SANTOS, C. A. dos. Ensaio dos materiais. Rio de Janeiro: LTC, 2000.
- [5] CALLISTER Jr., W. D. Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. 5. Ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.
- [6] SOUZA, S. A. de. Ensaio mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos. 5. ed. São Paulo: E. Blucher, 1982.
- [7] GERE, J. M. Mecânica dos Materiais. Trad. Luiz Fernando de Castro Paiva, Ver. Tec. Marco Lucio Bittencourt. São Paulo: Pioneira Thompson Learning, 2003.
- [8] JAHNO, V. D. Síntese e caracterização do poli (l-ácido láctico) para uso como biomaterial. 2005. 79f. Tese (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. 2001.
- [9] LASPRILLA, A. J. R. Síntese do Poli-Ácido Láctico a partir do Ácido Láctico para Aplicação Biomédica. 2011. 138f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química)–Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2011.
- [10] COSTA, R. G. F. et al. Eletrofiliação de polímeros em solução. Parte II: aplicações e perspectivas. Polímeros, v.22, n.2, p.178-185, 2012.