

## **Projeto de uma Prótese Neuroprotetiva em Policaprolactona e estudo das suas propriedades mecânicas para aplicação nos Nervos Fibular e Tibial**

Palma RT\*, Arruda GC\* e Bock E\*

*\*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo I.*

**Resumo.** A recuperação de lesões em nervos periféricos costuma ser dolorosa e demorada, além disso, pode ser comprometida por movimentos do paciente na região do nervo lesionado. A recuperação pode ser prejudicada, ou até mesmo, pode ocorrer a piora no estado de saúde em geral. Com a finalidade de estabilizar a movimentação dos nervos periféricos na região afetada e auxiliar na reconstrução nervosa, uma Prótese Neuroprotetiva de Policaprolactona (PCL) foi projetada em formato tubular com 80% de porosidade para que envolva o nervo afetado e realize sua ancoragem e proteção. Para isso, foram construídos modelos computacionais tridimensionais para uma análise numérica estática simulando a flexão e a tração com as propriedades mecânicas do material. Os resultados foram considerados satisfatórios para os esforços de flexão, os mais críticos para o funcionamento da prótese, porém os resultados não foram adequados para a tração. Assim, foi possível simular o comportamento mecânico da Prótese Neuroprotetiva e sugerir uma atenção especial no seu posicionamento durante a cirurgia para promover alívio da tração no nervo.

**Palavras-chave.** *Prótese Neuroprotetiva, Engenharia de Tecidos, lesões em nervos periféricos, Policaprolactona.*

**Introdução.** O sistema nervoso se divide em sistema nervoso central e sistema nervoso periférico, sendo que o sistema nervoso periférico é a rede de nervos que inerva os músculos e órgãos, que é responsável por enviar respostas a estímulos e sinais dos tecidos terminais até o sistema nervoso central, que é responsável pelo controle e interpretação desses sinais [1].

Lesões nos nervos do sistema periférico representam cerca de 80% dos casos de lesões nervais, sendo a mais comum, a lesão peroneal, responsável pela inervação sensitiva e motora para partes da perna e do pé, devido a sua localização superficial ao redor do colo da fíbula. [2].

O tratamento varia conforme a identificação da lesão periférica e a causa do trauma, sendo que traumas mecânicos, com elementos cortantes necessitam de um período de avaliação que pode chegar a 60 dias e são lesões de diagnóstico simples, já lesões com arma de fogo podem chegar a 60 dias para que haja uma conclusão quanto à necessidade de intervenção cirúrgica. Lesões causadas por frio ou calor, tração excessiva ou decorrente de tumores também necessitam de um período de avaliação antes de ser adotado qualquer tipo de tratamento [3].

Quando há a necessidade de um reparo cirúrgico, uma das técnicas que podem ser utilizadas é a de enxerto sintético, onde são utilizados tubos poliméricos biocompatíveis para ligar os troncos defeituosos do nervo seccionado, fornecendo suporte mecânico, assim como um microambiente favorável para a restauração do tecido danificado. O principal material para a confecção desses enxertos é o silicone, contudo, esse possui a desvantagem de não ser biodegradável [4, 5, 6, 7, 8 e 9].

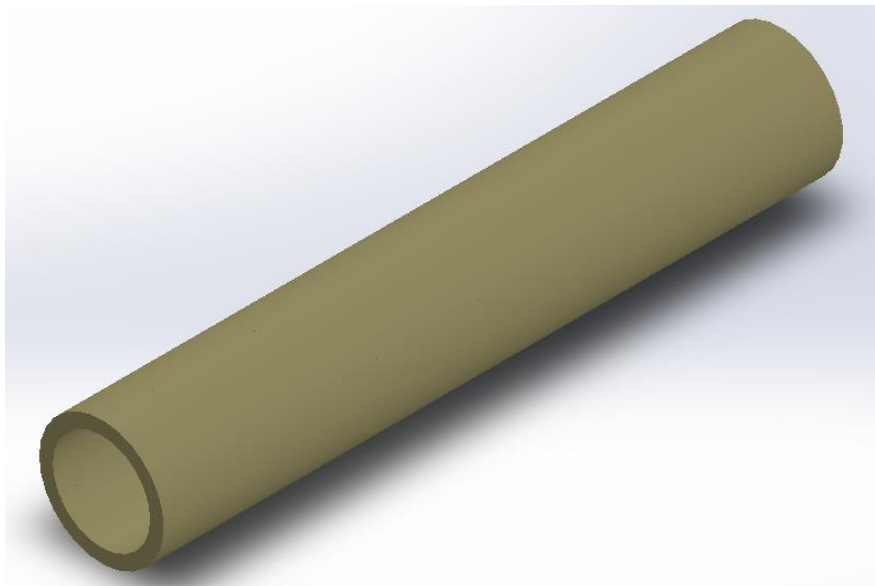
Esses tubos poliméricos também são conhecidos como *Scaffolds* e têm a função de dar suporte ao crescimento de células neurais e promover a base da Engenharia de Tecidos [1].

Devido a essas informações, um estudo com materiais biocompatíveis e bioabsorvíveis se faz necessário, para que não haja a necessidade de uma remoção cirúrgica após a cicatrização do nervo. Como o material terá que permitir a movimentação, para que não acabe por tornar ainda mais dolorosa sua recuperação, foi construído um modelo em 3D e realizado um ensaio de análise de elementos finitos.

**Modelo 3D.** Para o desenvolvimento de um modelo 3D da prótese, alguns parâmetros foram considerados para que fosse possível determinar seu dimensional.

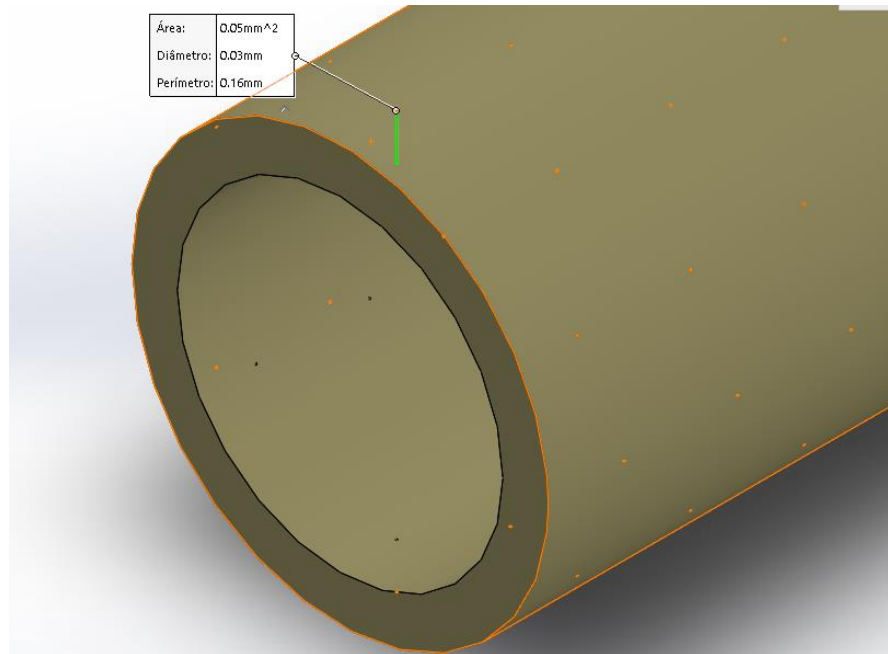
Por apresentar melhores resultados em lesões entre e 3 e 5 mm a prótese deverá ter 30 mm de comprimento, para que possa ser possível proteger adequadamente o nervo [10], tendo entorno de 5,5 mm por 0,6 mm e 80% de porosidade tendo um diâmetro de 25  $\mu$ m para cada poro, sendo esses valores, os ideais para esse tipo de prótese [11].

Com base nos dados obtidos através de estudos podemos criar um modelo em 3D com o uso do software Simulation (SolidWorks v. 2016, Dassault Systèmes, França) conforme figura 1 a seguir:



**Figura 1.** Modelo do Scaffold obtido através do software Solid Works 2016.

Na figura 2, é possível observar as dimensões dos poros se comparado com o diâmetro da prótese.



**Figura 2.** Detalhe do diâmetro do poro comparado ao diâmetro da prótese do modelo do Scaffold obtido através do software Solid Works 2016.

Com o modelo tridimensional e poroso obtido para o Scaffold, podemos então continuar com a seleção do material da Prótese Neuroprotetiva.

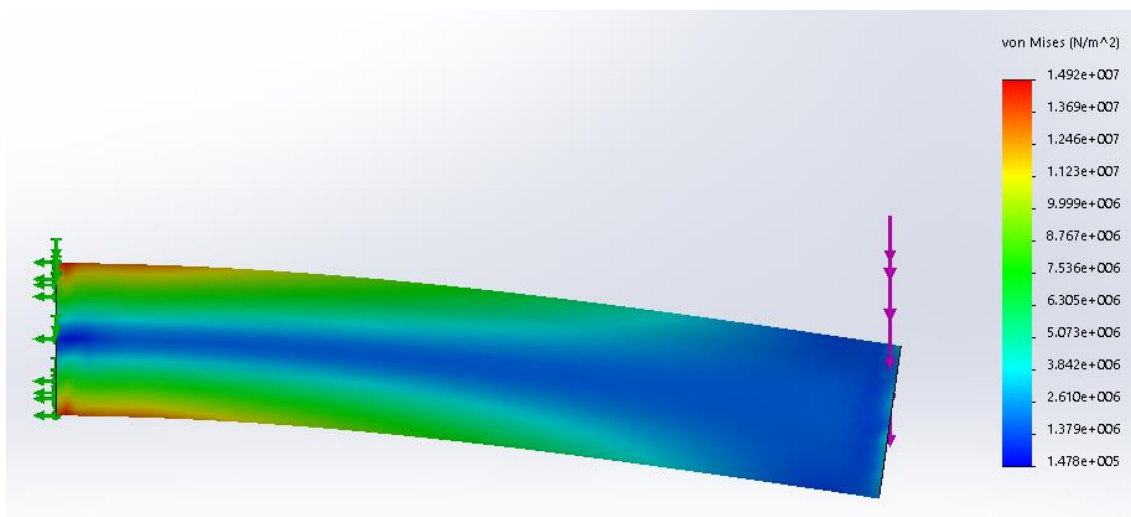
**Policaprolactona (PCL).** Próteses Neuroprotetivas construídas em silicone obtiveram resultados satisfatórios [9], mas com a existência de materiais biocompatíveis e bioabsorvíveis, se elimina a necessidade de uma segunda cirurgia para a remoção da prótese [9].

A Policaprolactona é um polímero semicristalino com grande potencial para ser utilizado como um biomaterial com boas propriedades mecânicas e com ponto de fusão em torno de 55°C, é obtido através da polimerização da caprolactona [12].

Uma outra opção é utilização de uma blenda de PLGA poli(ácido lático-co-ácido glicólico) onde após sua utilização ocorre a quebra das suas cadeias poliméricas: ácido lático e ácido glicólico, e essas unidades são eliminadas pelo corpo humano através de vias metabólicas. [9].

**Simulação (CAE).** A simulação numérica dos esforços na movimentação da perna e, conseqüentemente, da tração e flexão nos nervos periféricos da tíbia e fíbula, foi feita utilizando uma ferramenta de análise estática incorporada no software Simulation.

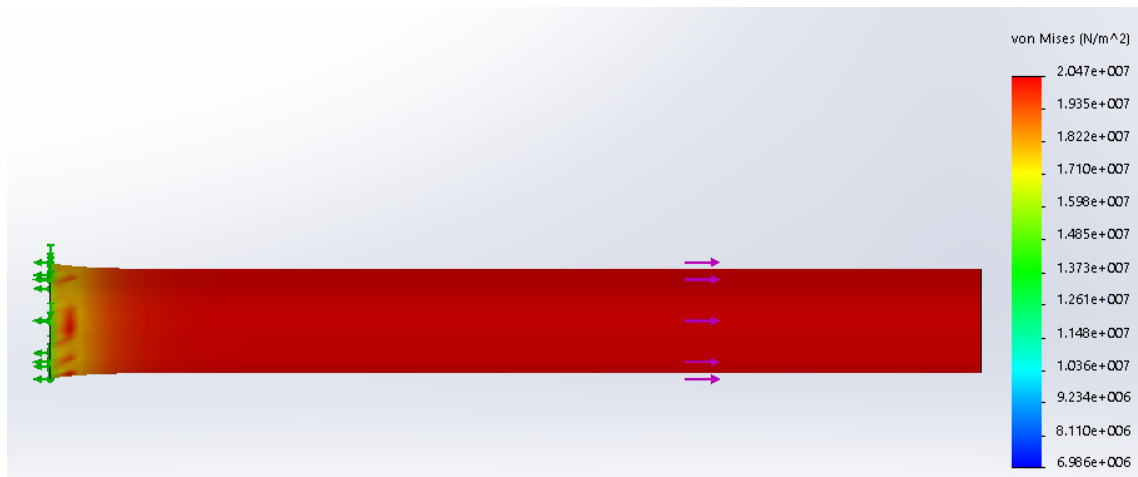
Foram feitas as análises de tração e flexão na prótese projetada, sendo que as forças utilizadas se basearam em estudos prévios em coelhos [11]. Para a simulação de flexão foi adotado o valor de 0,5 kgf, devido ao fato de a prótese sofrer pouco esforço, devido ao fato desta ter apenas 30 mm.



**Figura 3.** Distribuição da tensão de von Mises durante a flexão na prótese.

Devido à baixa carga, a prótese se portou bem e dentro do esperado, para efeitos de análise, devemos fixar uma das extremidades, para que seja possível efetuar uma carga na extremidade oposta. Com isso, a extremidade fixa foi a que apresentou os maiores pontos de tensão.

Para a simulação de tração, a carga considerada foi de 15 kg, pois esta é a carga necessária para se romper o nervo [11].



**Figura 4.** Distribuição da tensão de von Mises durante a tração na prótese.

Apesar de a prótese não ter se comportado bem ao teste, deve-se atentar ao fato de que a carga aplicada é a mesma carga necessária para se romper o nervo, sendo assim, essa condição de esforço não deve ocorrer com a prótese.

**Conclusão.** O uso das próteses para o tratamento de lesões em nervos periféricos, têm se tornado cada vez mais fundamental no tratamento de pacientes com esse tipo de lesão, uma vez que essas auxiliam não só na reconstrução do tecido, servindo como suporte para o crescimento, como também acabam assegurando a proteção da lesão a forças mecânicas ocasionadas pela movimentação do paciente.

Os resultados foram considerados satisfatórios para os esforços de flexão, os mais críticos para o funcionamento da prótese, porém os resultados não foram adequados para a tração. Assim, foi possível simular o comportamento mecânico da Prótese Neuroprotetiva e sugerir uma atenção especial no seu posicionamento durante a cirurgia para promover alívio da tração no nervo.

Apesar de o PCL já ser utilizado no mercado como material para a fabricação das próteses para nervos periféricos é possível com o auxílio de ferramentas CAE, aprimorar o seu dimensional, e ainda é possível analisar seu comportamento mediante a esforços oriundos da movimentação do paciente.

**Agradecimentos.** Os autores gostariam de agradecer à CAPES, FAPESP e IFSP pelo suporte parcial à pesquisa.



## Referências

- (1) Alcobia DS. Produção de nanofibras alinhadas de polímeros biodegradáveis para crescimento e regeneração de células neurais. Dissertação de Mestrado, Instituto de Química da Universidade de São Paulo. 2012 Dez 03.
- (2) Schmalzried TP, Noordin S, Amstutz HC. Update on nerve palsy associated with total hip replacement. *Clin Orthop Relat.* 1997;344(188-206).
- (3) Colli BO. Aspectos Gerais das Lesões Traumáticas Agudas dos Nervos Periféricos. *Arq Bras Neurocirurg.* 1993;1-18.
- (4) Battiston B, et al. Nerve repair by means of tubulization: Literature review and personal clinical experience comparing biological and synthetic conduits for sensory nerve repair. *Microsurgery.* 2005;258-267.
- (5) BRAGA-SILVA J. The use of silicone tubing in the late repair of the median and ulnar nerves in the forearm. *Journal of hand surgery (Edinburgh, Scotland).* 1999;703-706.
- (6) Dodla MC. Bioengineered Scaffolds For Peripheral Nerve Regeneration. Dissertation (Doctor of Philosophy in the School of Bioengineering). Department of Biomedical Engineering. Georgia Institute of Technology. 2007;159.
- (7) Gu X, et al. Construction of tissue engineered nerve grafts and their application in peripheral nerve regeneration. *Progress in Neurobiology;* 2011;204-230.
- (8) Gu X, Ding F, Williams D. Biomaterials Neural tissue engineering options for peripheral nerve regeneration. *Biomaterials.* 2014;6143-6156.
- (9) Garcez G. Conduitos Poliméricos Microestruturados Longitudinalmente para o Reparo do Nervo Periférico. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. 2015.
- (10) Lundborg G. Nerve Regeneration and repair. *Acta Orthop Scand.* 1987.
- (11) Nectow AR, Marra KG, Kaplan DL. Biomaterials for the development of peripheral nerve guidance conduits. US National Library of Medicine National Institute of Health. 2011.
- (12) Antunes MCM, Felisberti MI. . Blends of Poly (hydroxybutyrate) and Poly ( $\epsilon$ -caprolactone) obtained from melting mixture. Instituto de Química, Unicamp. 2005;134-138.