



# MÉTODO DE OBTENÇÃO DE DADOS DAS PROPRIEDADES ELÁSTICAS DO TECIDO NEOFORMADO POR DISTRAÇÃO OSTEOGÊNICA PARA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS: nota prévia

*A method to obtain data on the elastic properties of tissue newly formed by osteogenic distraction for finite element analysis: preliminary report*

Angelo Luiz Freddo<sup>[a]</sup>, André Marin Vargas<sup>[b]</sup>, Patrícia W. Fregapani<sup>[c]</sup>,  
Vinícius Salim Silveira<sup>[c]</sup>, Victor Velho de Castro<sup>[d]</sup>, Eliete Biasotto Hauser<sup>[e]</sup>  
Roberto Hübler<sup>[f]</sup>, Marília Gerhardt de Oliveira<sup>[g]</sup>

<sup>[a]</sup>Pesquisador Bolsista CNPq, Programa de Doutorado da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[b]</sup>Físico; Técnico do GEPSI-LMN, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (TECNO PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[c]</sup>Cirurgião-dentista; Especialista em CTBMF pela Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[d]</sup>Físico; Técnico do GEPSI-LMN - Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (TECNO PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[e]</sup>Bolsista PIBIC/CNPq, aluno de graduação em Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[f]</sup>Professora Doutora da Faculdade de Matemática da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[g]</sup>Doutor da Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Pesquisador por Produtividade CNPq, Porto Alegre, RS - Brasil.

<sup>[g]</sup>Professora Doutora da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Pesquisadora por Produtividade CNPq; Porto Alegre, RS - Brasil, e-mail. mogerhardt@yahoo.com.br

## INTRODUÇÃO

A distração osteogênica (DO) é uma alternativa promissora e já bem sedimentada nas reconstruções ósseas faciais, podendo ser empregada nos casos de deformidades congênitas, traumas, após cirurgias oncológicas e nas reabilitações

bucomaxilofaciais com implantes osseointegrados. A DO utiliza aparelhos distratores implantados, externamente ou justa-ósseos, com a finalidade de permitir crescimento ósseo em local deformado, estimulando os mecanismos reparadores do próprio organismo para reconstrução de tecidos moles e duros (1, 2). A estabilidade a longo prazo dos resultados obtidos pela DO ainda não está bem

documentada, existindo relatos de instabilidade e recidivas. Diante disso, objetiva-se acelerar o processo de maturação óssea e melhorar as propriedades físicas do sítio ósseo alongado (3, 4).

A utilização da LLLT (*Low Level Laser Therapy*) tem usado amplas faixas do espectro de luz visível e infravermelha para melhorar o processo de cicatrização, pelas suas qualidades de estímulo à vascularização, à proliferação de fibroblastos e à deposição de colágeno (5). Estuda-se a utilização do *laser* na biomodulação do processo inflamatório e do reparo ósseo, por suas propriedades fotoquímicas e fotobiológicas na suposição de que proporciona maior rapidez na cicatrização óssea, menor desconforto pós-operatório, menor quadro de edema pós-cirúrgico e melhor cicatrização tecidual ao paciente submetido à cirurgia (6, 7).

A análise pelo método dos elementos finitos foi inicialmente desenvolvida nos anos 60 do século XX para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações tem sido estendidas para resolução de problemas que envolvam tensões de força e suas respectivas interações (8, 9). Este método preconiza a divisão da estrutura a ser analisada em pequenos elementos (cujas reações de força são mais facilmente calculadas) com o objetivo de viabilizar o cálculo da reação da estrutura inteira, por meio da combinação das reações de cada elemento (10).

O objetivo desta comunicação preliminar é descrever a técnica cirúrgica e a sequência laboratorial utilizados na obtenção de dados de nanodureza e módulo de elasticidade, representando propriedades do osso e servindo como dados de entrada para avaliar, por meio da análise de elementos finitos, a neoformação tecidual após distração osteogênica e LLLT em modelo experimental animal.

## MATERIAL E MÉTODO

1. Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul;
2. Amostra: cinco ovelhas fêmeas, com idade de 2 anos e peso compreendido entre 40 e 45 quilos;

3. Anestesia geral e medicação pré e pós-operatória, de acordo com protocolo veterinário da PUCRS;
4. Preparo e acesso cirúrgico na região submandibular esquerda;
5. Corticotomias com serra recíprocante, pelas faces medial e lateral da mandíbula, delimitadas a partir do ponto cefalométrico Gônio, em direção à região do triângulo retromolar, unidas pela basilar e crista alveolar, na região do ângulo mandibular.
6. Instalação do aparelho distrator, fixado por parafusos; perfurações com motor rotação; brocas com 2,0 mm de diâmetro, sob refrigeração abundante com solução salina. Após a instalação do distrator, as osteotomias são concluídas com o uso de cinzéis retos para completar a separação mandibular (Figura 1).
7. Síntese com fio de *nylon* monofilamento, 4-0, pontos isolados. Suturas removidas aos sete dias.
8. Irradiação com aparelho Thera Laser™, meio ativo GaAl (arseneto de Gálio e Alumínio), com 830 nm, devidamente calibrado. Aplicou-se irradiação inicial logo após o término da sutura e a cada 48 horas, totalizando oito aplicações. Adotou-se por rotina três pontos de aplicação de 5 J/cm<sup>2</sup>, totalizando 15 J/cm<sup>2</sup>, na potência de 35mW, em modo contínuo, tempo de 2,23 minutos (Figura 2).

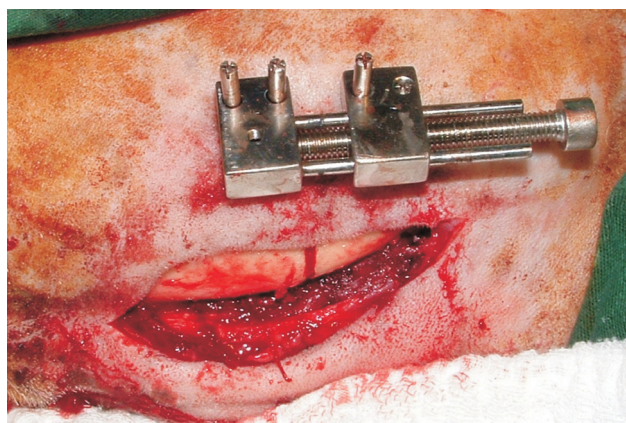


FIGURA 1 - Aparelho distrator instalado

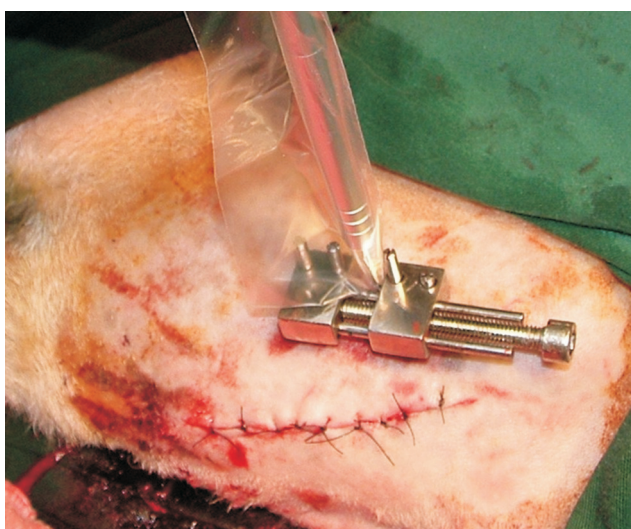


FIGURA 2 - Aplicação de laser

### Preparo dos espécimes

Seccionaram-se as peças ao meio, utilizando-se um mini-motor de corte (Proxxon™ 50HZ; 1,0 A; 40W), dividindo a mandíbula em hemiarcadas. Em seguida, osteotomizou-se no sentido vertical a região do osso neoformado e uma parte do osso antigo das demais áreas. Procedeu-se da mesma forma no lado contralateral, obtendo-se duas partes ósseas de interesse (lado operado e o lado controle). Incluíram-se os espécimes em formas quadradas pré-moldadas de PVC com resina de fibra de vidro (10.228, *fiberglass* incolor). Após tomada de presa, foram cortadas axialmente com serra-fita (St1101, Starrett™) em três blocos, que foram devidamente como lado controle ou lado operado; partes superior, medial ou inferior (Figura 3).

### Protocolo para a distração osteogênica

- a) Período de latência – cinco dias (1° ao 5°): distrator osteogênico inativo, apenas inspecionado e higienizado com Iodoform alcoólico a 1%;
- b) Período de ativação – 15 dias (6° ao 20°): primeira ativação do aparelho no 5° dia; avanço de 1 mm por dia até 15 mm de extensão, ao final do experimento;
- c) Período de maturação óssea – 30 dias (21° ao 50°): após o período de alongamento, manteve-se o aparelho distrator em “silêncio” por 30 dias, com o objetivo de consolidação óssea. Decorrido o tempo de maturação óssea, removeu-se o dispositivo sob anestesia local.

Após 60 dias do procedimento cirúrgico, os animais foram mortos por meio de anestesia profunda. As peças foram dissecadas e conservadas em glutaraldeído. Na sequência, obtiveram-se imagens das mandíbulas (tomografias computadorizadas), cortes axiais, com fatias de 0,5 mm; após, foram analisadas no laboratório de Materiais e Nanociências – Grupo de Estudos de Propriedades de Superfícies e Interfaces (GEPsi-LMN) do Centro de P&D em Física do TECNOPUC.

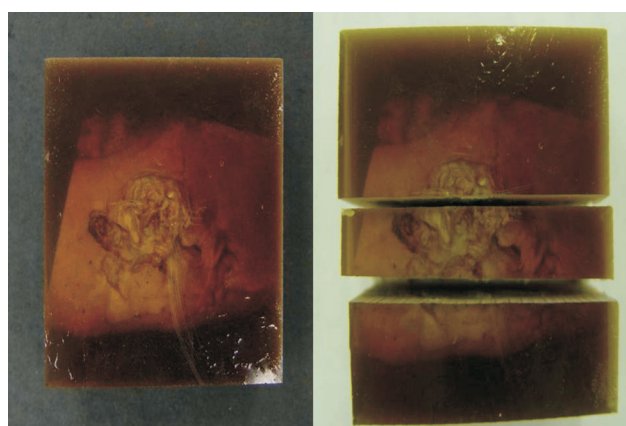


FIGURA 3 - Inclusão em resina de fibra de vidro e segmentos axiais

Para obter as superfícies perfeitamente planas e polidas exigidas no teste de nanoindentação, submeteram-se os blocos ósseos a polimento sequencial de oito lixas d'água (80, 150, 320, 400, 600, 1200, 2400 e 4000); nos intervalos, submergiram-se as amostras em água altamente deionizada, em aparelho de ultrassom, durante aproximadamente cinco minutos. O polimento com as lixas 600, 1200, 2400 e 4000 foi sob uma mistura, (1:1), de propilenoglicol e álcool isopropílico. A secagem foi com gás nitrogênio. Entre cada troca de lixa, controlou-se a amostra no microscópio óptico (Olympus BX 60™), verificando a direção dos traços do polimento e a uniformidade entre eles. Ao final, poliram-se os espécimes com pasta de diamante



(DPPaste; Struers™) de  $9\ \mu\text{m}$ ,  $1\ \mu\text{m}$  e  $\frac{1}{4}\ \mu\text{m}$  e finalmente com solução de carboneto de sílica e água em politriz metalográfica. Fotografaram-se todas as peças ósseas em microscópio óptico (50x). Realizou-se um mapeamento nas imagens, identificando as regiões a serem medidas com um nanodurômetro (Figura 4).



FIGURA 4 - Fotomicrografia e demarcação da área de nanoidentificação

#### Avaliação elástica e morfológica do osso neoformado

As propriedades mecânicas do osso neoformado foram analisadas por medidas de nanodureza e módulo de elasticidade, utilizando-se um penetrador com geometria Berkovich e um equipamento dinamicamente controlado (HV100 – Fisherscope™) com resolução de  $2\ \text{K}\eta\text{m}$  em profundidade e  $20\ \text{N}$  em carga. Padronizou-se a aplicação da carga de  $50\ \text{mN}$ , a cada  $250\ \text{K}\eta\text{m}$ , numa linha sobre a cortical externa e interna, iniciando  $0,5\ \text{mm}$  antes e até  $0,5\ \text{mm}$  após a região neoformada, permitindo mensurar as propriedades elásticas desde o osso que sofreu a distração osteogênica até o osso maduro normal da mandíbula (Figura 5).



FIGURA 5 - Modelo para teste de nanoidentificação

Os dados obtidos por ensaio de nanodureza, como dureza universal e módulo de elasticidade, forneceram propriedades do osso para a construção da malha de elementos finitos.

Para a análise por elementos finitos, a sequência técnica descrita, utilizada neste trabalho, propõe gerar modelos tridimensionais (biomodelos) a partir de imagens tomográficas, DICOM, no software Invesalius™ 2.0 (Figura 6). A seguir, exporta-se para o software Rhinocerus™ em formato compatível (.stl) e realiza-se a etapa de reconstrução de superfície com ferramentas específicas de engenharia reversa (Figura 7). Utiliza-se as ferramentas CAD/CAM/CAE do Pro/ENGINEER™ Wildfire 4.0 para análises por elementos finitos.



FIGURA 6 - Reconstrução 3D das mandíbulas de ovelhas

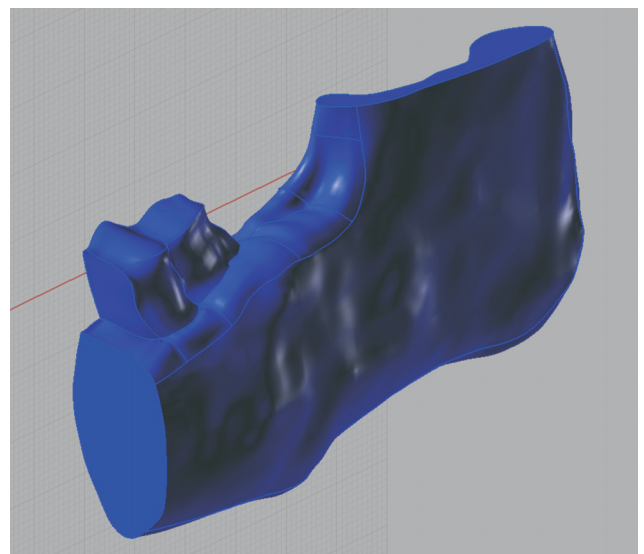


FIGURA 7 - Modelagem da mandíbula

## DISCUSSÃO

Segundo Ni et al. (11), a nanodureza indica a resistência de um material à penetração e à deformação plástica. Experimentos empregando nanodureza revelam as propriedades mecânicas como: módulo de elasticidade aparente, deformidades e diferenças residuais nas áreas analisadas. Sabe-se que alguns fatores influenciam na dureza: tipo de ligação, defeitos, impurezas, temperatura, estrutura cristalina e tamanho (12). Para Mehra e Figueroa (1), a distração osteogênica (DO) é uma técnica cirúrgica que utiliza os mecanismos reparativos do próprio corpo para reconstrução de tecidos moles e duros.

A estabilidade a longo prazo dos resultados obtidos pela DO ainda não está bem documentada, existindo relatos de instabilidade e recidivas (2). Diante disso, alguns autores buscam acelerar o processo de maturação óssea e melhorar as propriedades físicas do sítio ósseo alongado (13).

A determinação das propriedades elásticas do osso e das tensões mecânicas desenvolvidas nesta estrutura é importante, já que diversos trabalhos de investigação científica têm evidenciado falhas no processo de regeneração óssea. Em substituição a determinação de tensões mecânicas *in vivo*, tem se tornado cada vez mais frequente o emprego de métodos computacionais comumente utilizados na Engenharia, como o Método dos elementos finitos (MEF), para determinação da distribuição de tensões que ocorrem na estrutura óssea.

O método dos elementos finitos atualmente é aplicado em cálculo de distribuição de tensões, forças, deformações, principalmente em superfícies complexas. Neste sentido, a nanobiotecnologia é campo emergente da Ciência que tem o potencial para transformar a sociedade através dos novos conhecimentos; neste caso, possibilita uma MEF fidedigna, pois se testa e obtêm-se dados de entrada sem recorrer a padrões da literatura.

## AGRADECIMENTOS

Dr. Cláiton Heitz, Fernando V. Gomes e Fabrício P. Massotti.

## REFERÊNCIAS

1. Mehra P, Figueroa R. Vector control in alveolar distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(4):776-9.
2. Mofid MM, Manson PN, Robertson BC, Tufaro AP, Elias JJ, Vander Kolk CA. Craniofacial distraction osteogenesis: a review of 3278 cases. *Plast Reconstr Surg.* 2001;108(5):1103-14.
3. Douglas LR, Douglass JB, Smith PJ. Intraoral mandibular distraction osteogenesis in a patient with severe micrognathia secondary to TMJ ankylosis using a tooth and bone-anchored device (PIT device): a case report. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58(12):1429-33.
4. Stewart KJ, Weyand B, van't Hof RJ, White SA, Lvoff GO, Maffulli N, et al. A quantitative analysis of the effect of insulin-like growth factor-1 infusion during mandibular distraction osteogenesis in rabbits. *Br J Plast Surg.* 1999;52(5):343-50.
5. Freddo ALF, Rodrigo SM, Massotti FP, Etges A, Gerhardt de Oliveira M. Effect of low-level laser therapy after implantation of poly-L-lactic/polyglycolic acid in the femurs of rats. *Lasers in Medical Science.* 2009;24(5):721-28.
6. Takeda Y. Irradiation effect of low-energy laser on rat submandibular salivary gland. *J Oral Pathol.* 1988;17(2):91-4.
7. Hübler R, Blando E, Gaião L, Kreisner PE, Post LK, Xavier CB, et al. Effects of low-level laser therapy on bone formed after distraction osteogenesis. *Lasers in Medical Science* 2009. [cited 2009 Aug 15]. Available from URL: [http://www.springerlink.com/content/102825?Content+Status=Accepted&sort=p\\_OnlineDate&sortorder=desc&v=condensed&o=30](http://www.springerlink.com/content/102825?Content+Status=Accepted&sort=p_OnlineDate&sortorder=desc&v=condensed&o=30)
8. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J ProsthetDent.* 2001;85:585-98.
9. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:722-30.

10. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for threedimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):41-5.
11. Ni GX, Choy YS, Lu WW, Ngan AH, Chiu KY, Li ZY, et al. Nano-mechanics of bone and bioactive bone cement interfaces in a load-bearing model. *Biomaterials.* 2006;(9):1963-70.
12. LIM YY, Chaudhri MM. The effect of the indenter load on the nanohardness of ductile metals: an experimental study on polycrystalline work-hardened and annealed oxygen-free copper. *Philosophical Magazine A.* 1999;79(12):2979-3000.
13. Shimazaki A, Inui K, Azuma Y, Nishimura N, Yamano Y. Low-intensity pulsed ultrasound accelerates bone maturation in distraction osteogenesis in rabbits. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82(7):1077-82.

Recebido: 30/08/2009

*Received:* 08/30/2009

Aceito: 29/09/2009

*Accepted:* 09/29/2009

Revisado: 26/11/2009

*Reviewed:* 11/26/2009