

## DETERMINAÇÃO DA DEFORMAÇÃO DIFERENCIAL DENTE-OSSO COM SENSORES DE BRAGG

G. F. Menegotto\* \*\*, L. Grabarski\*, H. J. Kalinowski\* e J. A. Simões\*\*\*

\* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial / Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

\*\* Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Positivo, Curitiba, Brasil

\*\*\* Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal

e-mail: giovana.menegotto@up.edu.br

**Abstract:** In this work it is reported the measurement of the differential strain between the dental and bone tissues under effect of an applied load. Slices of swine mandible, containing the first molar teeth are cut and measured in fresh condition, after one day and after eight days. The strain is measured using optical fiber Bragg grating sensors glued to both tissues. Results show a slight trend to non-linearity and confirm the importance of the Periodontal ligament in the load transfer mechanism.

**Palavras-chave:** Ligamento Periodontal, comportamento não-linear, sensores de redes de Bragg em fibras.

### Introdução

As propriedades da dentição têm importante função nos processos orais e mastigatórios do ser humano, eventuais disfunções podem levar ao comprometimento naqueles processos ou mesmo a patologias clínicas em outros órgãos do corpo. A correção de perdas dentárias ou do posicionamento dental tem sido realizada nos últimos anos com um crescente incremento no uso de implantes dentários para fixação de próteses. Esses implantes permitem próteses melhor aderidas à estrutura óssea, porém se ressentem da falta de amortecimento entre o dente e o osso, uma vez que a fixação do implante se dá por ósseo - integração.

O dente natural é ligado ao osso alveolar através do ligamento periodontal (LPD), o qual absorve o choque durante a mastigação e fornece uma região funcionalmente importante para as reações celulares nos processos de remodelação do osso durante o movimento ortodôntico do dente. Biologicamente, o LPD é uma fina camada com espessura de  $0,25 \text{ mm} \pm 50 \%$  [1], o qual além de ligar o dente no osso alveolar, tem funções nutritivas, proprioceptivas e reparativas.

O conhecimento das propriedades físicas e mecânicas do LPD é importante para a caracterização da resposta dos tecidos biológicos, envolvendo o dente, para cargas externas. Alguns estudos experimentais têm sido realizados para caracterizar as propriedades

mecânicas do PDL. O estudo do efeito do mecanismo de transferência de carga no LPD, do dente para o osso alveolar foi realizado através do estudo de dois pré-molares [2]. Esse trabalho mostra que a teoria da viscosidade quase-linear pode ser usada para caracterizar o comportamento mecânico do LPD em diferentes cargas, tais como as ortodônticas e mastigatórias. As propriedades mecânicas do ligamento periodontal de bovinos foram também determinadas avaliando a curva tensão - deformação sob tração e compressão. Foi observado que as propriedades mecânicas obtidas são influenciadas pela localização do ligamento periodontal [3]. O melhor conhecimento das propriedades visco-elásticas do LPD pode também auxiliar no processo de modelagem numérica dos ossos e de eventuais implantes ou próteses necessárias devido a fraturas ósseas.

Neste trabalho as propriedades mecânicas do LPD de suínos no processo de transferência de carga foram analisadas utilizando sensores de redes de Bragg em fibra.

As redes de Bragg em fibra ótica [4] são estruturas periódicas de modulação de índice de refração no núcleo da fibra ótica, ao longo do eixo de propagação da luz, e tem como característica principal refletir parte da potência óptica que se propaga pela fibra, em comprimentos de onda próximos ao de Bragg. A monitoração do comprimento de onda central da banda refletida traz informações sobre o meio externo à fibra, como por exemplo, temperatura, tensão mecânica e vibração.

O uso de sensores de redes de Bragg em aplicações biomédicas e biomecânicas é ainda incipiente, porém as vantagens desses sensores em termos de dimensões, imunidade química e eletromagnética têm permitido um número crescente de aplicações nessas áreas, particularmente nas áreas envolvendo biomecânica [5].

### Materiais e Métodos

Para realização deste estudo foram obtidas mandíbulas de cadáveres de suínos, das quais foram seccionadas as regiões contendo os dentes pré-molares,

obtendo-se corpos de prova bidimensionais de espessura uniforme (5 mm). Estes corpos de prova eram constituídos pelo dente, LPD e os tecidos ósseos cortical e esponjoso.

Os corpos de prova foram instrumentados com sensores de redes de Bragg em fibra óptica, sendo utilizados dois sensores, um colado na dentina do dente e outro no osso esponjoso da mandíbula. A separação entre os dois sensores era na ordem de 5 mm.

As redes de Bragg utilizadas foram gravadas no Núcleo de Dispositivos Foto-Refrativos da UTFPR, utilizando um interferômetro com máscara de fase e iluminação ultra-violeta em 266 nm. Sendo previamente caracterizadas quanto a suas propriedades espectrais. Os coeficientes de sensibilidade à temperatura e deformação ( 11 pm/°C e 0,95 pm/ $\mu$ strain) utilizados são aqueles normalmente obtidos na caracterização de redes de Bragg gravadas na mesma fibra, previamente determinados no laboratório.

Os experimentos foram realizados em laboratório com temperatura controlada e, devido à proximidade entre os dois sensores, eventuais efeitos de variação da temperatura seriam sentidos igualmente pelos dois sensores, sendo naturalmente compensados na medição diferencial.

Os sensores foram monitorados durante os experimentos por um interrogador de redes de Bragg marca MicronOptics, modelo SMR 125, com frequência de amostragem de 1 Hz e reprodutibilidade de 0.2 pm, fornecendo diretamente a deformação sofrida pelos sensores durante a medição.

Os corpos de prova foram sujeitos a compressão através do centro de resistência do dente com carga variável (0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 e 1.0kg) logo após o corte dos corpos de prova, após decorridas 24 horas e 8 dias depois, sendo realizados 5 ensaios para cada amostra. Os resultados mostrados a seguir indicam o valor médio obtido para esses ensaios em cada situação.

Após cada ensaio os corpos de prova eram guardados em um recipiente fechado com solução de Cloramina-T e água destilada para evitar o aparecimento de bactérias e a sua decomposição.

## Resultados

Nas figuras 1, 2 e 3 são mostrados os gráficos deformação vs. carga, obtidos pelos sensores posicionados no osso esponjoso e na dentina do dente para as amostras ensaiadas logo após o corte do corpo de prova, após um período de 24 horas e 8 dias depois, respectivamente.

O gráfico apresentado na figura 4 mostra outra comparação dos resultados para os mesmos ensaios citados anteriormente, porém apresentando os valores determinados para a deformação diferencial entre a dentina do dente e o osso, sempre em função da carga aplicada.

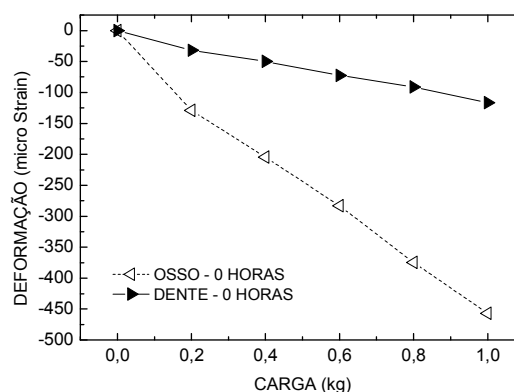


Figura 1: Resultado do ensaio deformação vs. carga aplicada no osso e no dente para amostra monitorada logo após o corte. As linhas são apenas guia para o olhar.

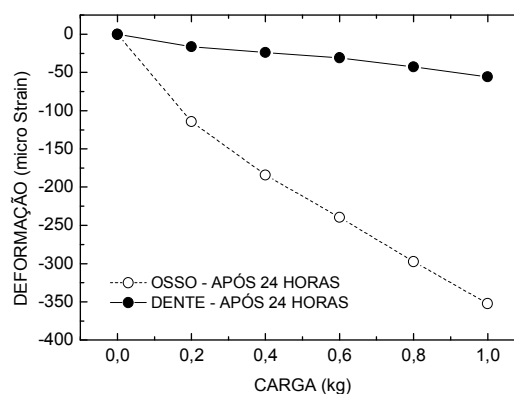


Figura 2: Resultado do ensaio deformação vs. carga aplicada no osso e no dente para amostra monitorada 24 horas após o corte. As linhas são apenas guia para o olhar.

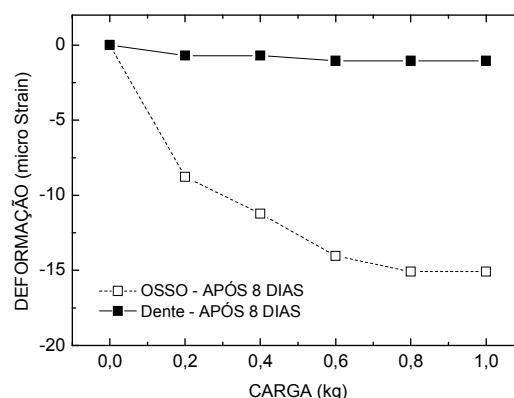


Figura 3: Resultado do ensaio deformação vs. carga aplicada no osso e no dente para amostra monitorada 8 dias após o corte. As linhas são apenas guia para o olhar.

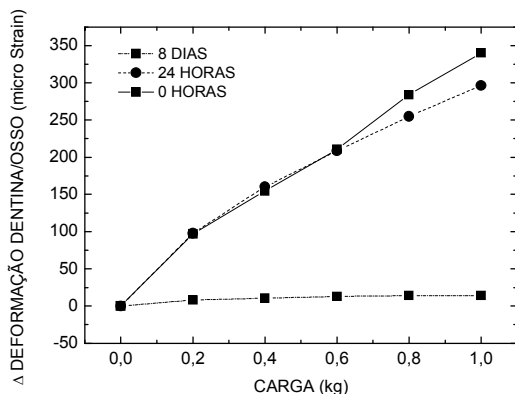


Figura 4: Deformação diferencial dente-osso em função da carga aplicada. As linhas são apenas guia para o olhar.

### Discussão

Nos gráficos das figuras 1, 2 e 3 pode-se observar que a deformação mensurada no osso foi maior que aquela na dentina do dente nos três ensaios realizados. Isso ocorre devido ao fato do tecido dental ser mais resistente que aquele ósseo, bem como devido à presença do ligamento periodontal na interface dente-osso, que atua como um mecanismo de amortecimento, influenciando a transferência de carga. Essa diferença é importante para a saúde dental, pois dessa forma o dente – agente que recebe diretamente a carga no processo mastigatório – sofre uma menor deformação e assim apresenta menor risco de ruptura material. Os dados obtidos são ainda inconclusivos para estudos da linearidade do material em função da carga, porém há uma leve tendência à não linearidade para cargas maiores, que se torna mais evidente na amostra mais envelhecida.

O efeito de envelhecimento também é evidenciado nas figuras 1, 2 e 3, as quais mostram que a deformação, tanto no osso quanto no dente, diminui à medida que o tempo após corte das amostras aumenta. Observa-se também que o comportamento da amostra é bastante alterado para a amostra mensurada após oito dias do corte (figura 3). Esse fato ocorre devido à degradação do ligamento periodontal, que perde suas propriedades ao longo do tempo, provavelmente devido à falta de irrigação sanguínea e de nutrientes. Sabe-se que um dos modelos funcionais para a atuação do LPD na remodelação óssea com movimentos dentários baseia-se na pressão existente nos vasos de irrigação [6].

Examinando o gráfico da figura 4 percebe-se que a diferença na deformação entre o dente e o osso apresenta também uma leve tendência para comportamento não-linear com o aumento da carga, devido a presença do ligamento periodontal. Porém, esta diferença diminui consideravelmente à medida que o tempo após corte das amostras aumenta. Isto também pode ser explicado pela degradação do ligamento periodontal com o tempo. A curva inferior no gráfico da

figura 4, mostrando a deformação diferencial, por si já indica a importância do LPD no processo mastigatório. De fato, nessa situação de LPD degenerado a deformação tende a ser a mesma no osso e no dente, ou seja, desaparece o mecanismo de amortecimento e transferência de carga do LPD. Deve-se salientar que essa situação é similar àquela obtida em um implante dentário, onde não existe também o amortecimento. Alguns estudos procuram desenvolver implantes com uma camada polimérica que replique a função do LPD, porém até o momento essa técnica ainda não pode ser transferida para implantes utilizados na ortodontia clínica.

Os dados obtidos neste trabalho estão de acordo com um estudo realizado para determinar as propriedades elásticas do ligamento periodontal de humanos [7]. No qual um dente incisivo central maxilar foi experimentalmente deslocado de forma que a deformação e tensão pudessem ser distribuídas de forma uniforme no LPD, aplicando-se uma força simples através do centro de resistência do dente. Os deslocamentos foram medidos sob diferentes magnitudes de cargas. A partir das relações carga-deslocamento, o módulo de Young do LPD foi calculado. Os autores observaram que os valores do módulo de Young aumentavam quase que exponencialmente com o aumento do valor da carga devida à elasticidade não-linear do LPD [7].

### Conclusão

Os resultados obtidos neste trabalho mostram que é possível utilizar sensores de redes de Bragg em fibra ótica para determinar a deformação (ou aquela diferencial) em tecidos dentais e ósseos. A deformação diminui à medida que aumenta o tempo após o corte das amostras e fornece também indícios para o comportamento não linear nas propriedades mecânicas do ligamento periodontal. Estudos futuros visam determinar as características mecânicas a partir de mensurações semelhantes, o que permitirá seu uso para validar modelos numéricos na simulação biomecânica, tanto para estudos da dinâmica ósseo-dental quanto para o desenvolvimento de próteses e implantes.

### Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro recebido das agências de fomento brasileiras CAPES, CNPq, Fundação Araucária e FINEP. Esse trabalho insere-se também nos objetivos do projeto PTDC/EME-PME/65749/2006 (FCT, Portugal).

### Referências

- [1] REES, J.; JACOBSEN, P. (1997) “Elastic modulus of the periodontal ligament”, In: *J. Biomat.*, vol. 18, p. 995 – 999.

- 
- [2] THONS, SR DAKIN, G.J., LEMONS. J.E., EBERHARDT, A.W. (2002) “Quase-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament”, In: *J. Biomech.*, vol. 35, p. 1411 – 1415.
- [3] PINI, M, BOTSIS, J.; ZYSSET, P.; SCHERRER, S.; CONTRO, R. (2000) “Tensile and compressive mechanical properties of the bovine periodontal ligament”, In: *Proc. 12<sup>th</sup> Conf. ESB*, p. 28.
- [4] OTHONOS A, KALLI K. (1999) “Fiber Bragg gratings: fundamentals and applications in telecommunications and sensing”, In: *Artech House*, p. 9-10.
- [5] KALINOWSKI, H.J. (2008) “Fibre Bragg grating applications in Biomechanics”, In: *18<sup>th</sup> International Conference on Optical Fiber Sensors*, Perth (Australia) In: *Proc. SPIE* vol 7004, 700430.
- [6] AL - QAWASMI, R.A., HARTSFIELD Jr. e J.K., EVERETT, E.T. (2003) “Genetic predisposition to external apical root resorption”, In: *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 123, p 242-252.
- [7] YOSHIDA, N, KOGA, Y., PENG, C-L., TANAKA, E. KOBAYASHI, K. (2001) “In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament”, In: *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, p. 567 – 572.