

DETERMINAÇÃO DE EXTENSÕES DINÂMICAS SOBRE UMA MANDÍBULA CADAVÉRICA

L. Carvalho^{1,2}, J. A. Simões¹, M. A. Vaz³

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

²Escola Superior de Saúde - Norte, Paredes

³Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental, Universidade do Porto

RESUMO

Neste artigo descreve-se um estudo experimental que teve como objectivo determinar a influência de uma barreira elastomérica colocada num implante dentário. O estudo foi realizado num mandíbula cadavérica, tendo-se para o efeito colocado dois implantes metálicos da marca Nobel Biocare, Brånemark System. Utilizando a técnica da extensometria eléctrica, determinaram-se as extensões dinâmicas medidas em dois extensómetros localizados na zona de ancoragem de um dos implantes. Os resultados mostraram que a colocação de um material de elevada flexibilidade permite transferir a carga amortecida ao tecido ósseo circundante, evitando elevados picos de tensão provenientes de forças de oclusão. Foi ainda analisado e comparado o efeito da aplicação de forças exclusivamente compressivas e de forças compressivas conjugadas com forças de flexão.

1. INTRODUÇÃO

A fixação permanente de um implante dentário no tecido ósseo poderá implicar o surgimento de diferenciados problemas. Estes são normalmente relacionados com a laxação do implante quando a interface entre o implante e o tecido ósseo é sujeita a um processo de reabsorção óssea. Diversos factores, entre outros, mecânicos e biológicos, interligados entre si, devem ser abordados aquando do estudo de fenómenos de transferência da carga na interface osso-implante (figura 1) [1].

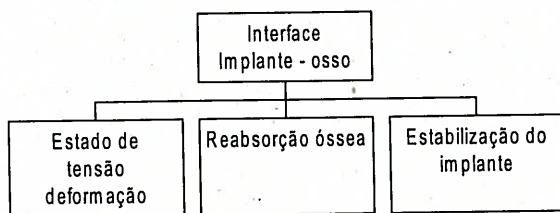


Fig. 1 - Parâmetros de estudo na interface implante-osso.

A interface entre o implante e o tecido ósseo determina o sucesso da aplicação dentária. Um implante deve transmitir ao osso as tensões que lhe são aplicadas durante a mastigação, criando um estado de tensão no osso que minimize a reabsorção óssea, favorecendo assim a estabilização do implante a longo prazo.

Na maioria dos casos, os processos mecânico-biológicos são acompanhados pela formação e interposição de um tecido conectivo mole [2, 3] e funcionam como uma barreira à fixação do implante ao tecido ósseo circundante. Para além de factores como a biocompatibilidade e biofuncionalidade do material, o procedimento cirúrgico e tratamento durante e pós cirurgia e a fixação bioquímica desempenham um papel importante no sucesso do implante. As forças de oclusão devem ser transmitidas através do implante para o meio ósseo circundante sem danificar o mesmo, nomeadamente na interface. Como tal,

deve-se esperar que um implante bem projectado possa estimular positivamente o tecido ósseo através do mecanismo de transferência de carga.

Um implante que tenha o potencial para absorver (amortecer) forças de impacto e que possa transferir as cargas de forma homogénea e uniforme através da interface permitirá um estado ósseo mais fisiológico. Um implante com tais características poderá apresentar melhores resultados clínicos relativamente aos implantes convencionais metálicos, que têm uma rigidez muito superior à do osso cortical ou esponjoso.

O objectivo do estudo apresentado consistiu, na determinação e comparação de extensões dinâmicas devidas a forças de oclusão (forças unicamente de compressão), usando para o efeito uma mandíbula cadavérica instrumentada com quatro extensómetros. Os implantes foram colocados nas faces anterior e posterior na região da mandíbula onde se localizaram os transdutores de deformação. Na segunda parte do trabalho foi analisado o desempenho do implante quando sujeito a forças provocando flexão e compressão em simultâneo.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi utilizada uma mandíbula humana cadavérica, correspondente a um indivíduo do sexo masculino com idade superior a 50 anos. Na mandíbula foram colocados dois implantes dentários, com um momento torsor de aperto de 35 N cm, como se pode ver na imagem radiográfica (realizada com um Odontorama a 3 mA e 55 kV) da figura 2. Sobre a mandíbula colaram-se quatro extensómetros de 350 Ω , dois em cada face anterior e posterior da mesma. Os extensómetros foram colados o mais perto possível, na região de ancoragem dos implantes. A figura 3 ilustra a mandíbula cadavérica instrumentada e o posicionamento dos implantes.

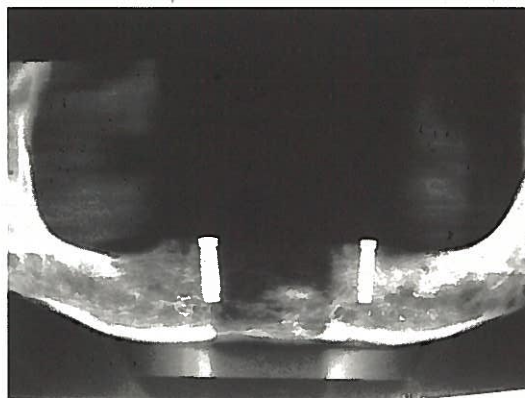


Fig. 2 - Radiografia em odontorama da mandíbula com os implantes.

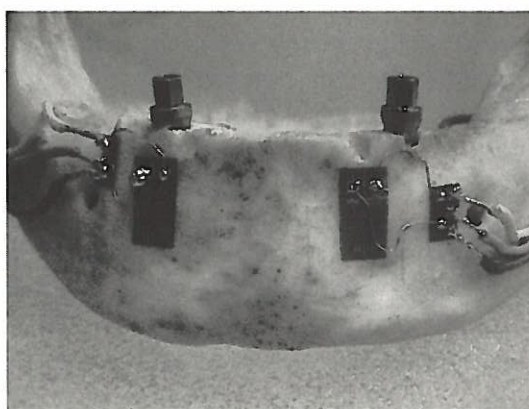


Fig. 3 - Mandíbula cadavérica após a colocação dos extensómetros.

Os implantes utilizados foram da marca *Nobel Biocare, Brånemark System*, modelo *standard*, 3,75 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Sobre a coroa dentária, assente no implante, foram aplicadas cargas dinâmicas. A carga de impacto (simulando a oclusão) sobre a coroa dentária era conseguida por uma massa de 25 g, largada de uma altura de 700 mm, e guiada através de um tubo. A figura 4 ilustra esquematicamente o modo como foram aplicadas as cargas.

Um extensómetro é uma resistência eléctrica R , que quando é deformada por acção de uma força aplicada, sofre uma variação da sua resistência ΔR , que é proporcional à extensão resultante ϵ , através da expressão:

$$\frac{\Delta R}{R} = S_g \epsilon$$

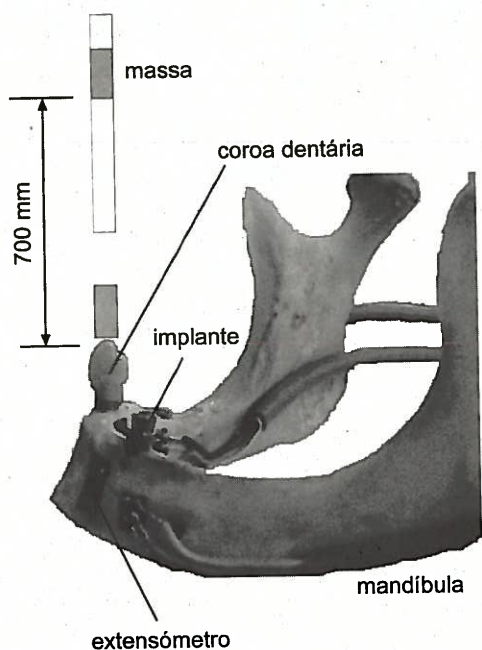


Fig. 4 - Modo de solicitação dinâmica sobre o implante.

em que S_g corresponde ao factor de sensibilidade do extensômetro, que pode variar entre 1.5 e 4.5 [4]. A variação da resistência é medida como um sinal eléctrico (diferença de potencial) que, no presente estudo, era amplificado e registado num computador através de uma placa de aquisição de dados modelo *Gage CompuScope 1012/Pci*, com dois canais de 12 bits/canal, efectuando 20 mil amostras/canal em cada segundo.

Os extensómetros foram ligados em quarto de ponte de Wheatstone ao sistema de aquisição de dados. Este critério é o mais ajustado à medição de extensões provenientes de fenómenos dinâmicos. Os sinais lidos através da placa de aquisição foram convertidos em valores de extensão por meio de curvas de calibração, obtidas em testes dinâmicos e estáticos com forças conhecidas.

Na segunda parte do trabalho foi utilizada a mesma montagem experimental com a excepção do tubo ter sido inclinado em 50°. Relativamente ao assentamento (em silicone) da mandíbula.

Foi utilizada a mesma massa e largada da mesma altura. Não se determinou o efeito do atrito entre a massa e o tubo durante o movimento de queda.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados foram obtidos sobre o mesmo implante, usando neste estudo somente um deles. Nos gráficos das figuras 5 e 6 estão representados os valores das extensões lidas, tanto para o implante convencional, sem silicone, como para o implante com uma camada de silicone localizada sobre a sua parte superior.

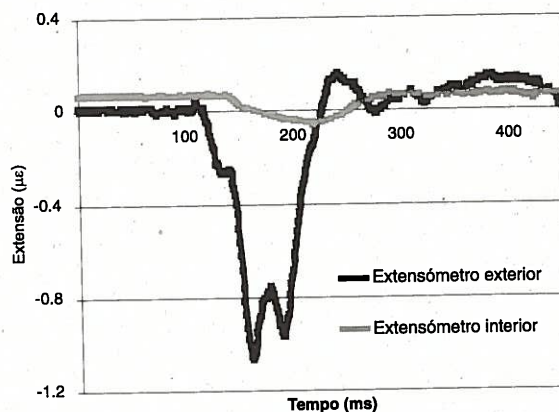


Fig. 5 - Variação da extensão devido à carga aplicada sobre o implante convencional.

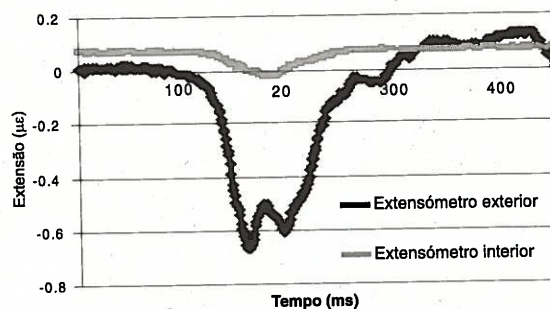


Fig. 6 - Variação da extensão devido à carga aplicada sobre o implante com silicone.

Da observação dos gráficos, resulta que, tanto num caso como noutro, os valores das extensões registados são sempre inferiores no extensómetro colocado na face interior da mandíbula. Isto deve-se, em parte, ao facto da mandíbula, por um lado, não apresentar uma estrutura óssea interna homogénea, comprovado pela radiografia da figura 2 e, por outro lado, não transmitir

as forças de modo uniforme devido à sua própria geometria.

Resulta ainda da análise dos gráficos que há uma diminuição ou amortecimento das extensões quando se utiliza o implante com silicone. Esse amortecimento é tanto mais notório quando se comparam os valores obtidos em cada extensómetro, para as duas situações estudadas, como se pode ver pelas figuras 7 e 8. Relativamente ao implante convencional, e para o extensómetro colocada na face exterior da mandíbula, verificou-se um amortecimento (considerado aqui como a diferença relativa dos valores das extensões medidas) da ordem de 36% pelo facto de se ter utilizado uma barreira elastomérica sobre o implante. Para o extensómetro interior o amortecimento foi da ordem de 23%.

Os mesmos gráficos mostram que os sinais obtidos em cada um dos extensómetros apresenta um perfil diferente. Para o extensómetro da face exterior nota-se que há um efeito de sobreposição de sinais, em parte resultante de um fenómeno de interferência entre o sinal incidente (primeiro impacto da massa na mandíbula) e o sinal que é posteriormente reflectido.

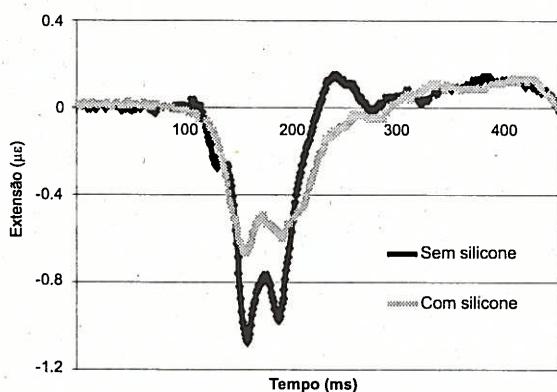


Fig. 7 - Comparação das extensões para a face exterior da mandíbula entre o implante convencional e com silicone.

Na segunda parte da experiência, analisou-se o efeito da aplicação de uma força com uma componente de flexão. Inicialmente, aplicou-se uma força com uma inclinação de 80° relativamente ao plano de assentamento da mandíbula.

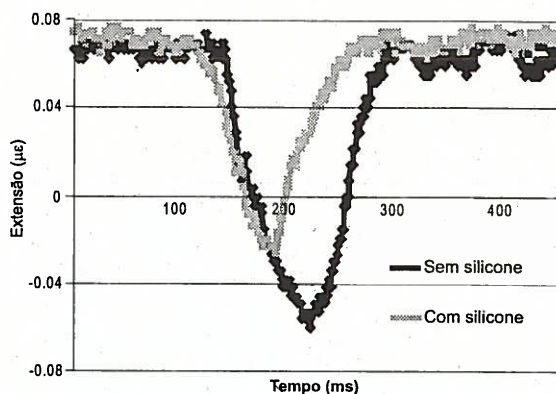


Fig. 8 - Comparação das extensões para a face interior da mandíbula entre o implante convencional e com silicone.

A aplicação de tal força não evidenciou diferenças de extensões significativamente diferentes das observadas aplicando uma carga de compressão. Assim, aplicou-se uma força a 50°, podendo-se observar os resultados obtidos na figura 9. Decompondo a força nas suas componentes de flexão e de compressão, verifica-se que a componente de flexão é cerca de 64% da força aplicada e a componente de compressão da ordem de 77%.

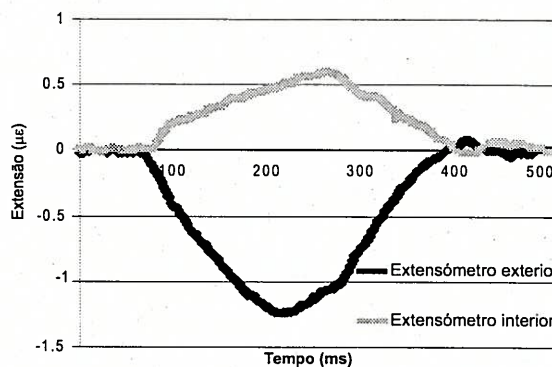


Fig. 9 - Extensões observadas para uma força a 50°.

Atendendo a que as extensões de flexão são, teoricamente, simétricas para os extensómetros localizados sobre o mesmo implante e retirando-as (subtraindo-as) as extensões lidas, obtém-se as extensões resultantes da componente de compressão da força. A figura 10 ilustra os resultados obtidos. A componente de compressão no extensómetro exterior é cerca de 4 vezes superior ao observado no extensómetro interior.

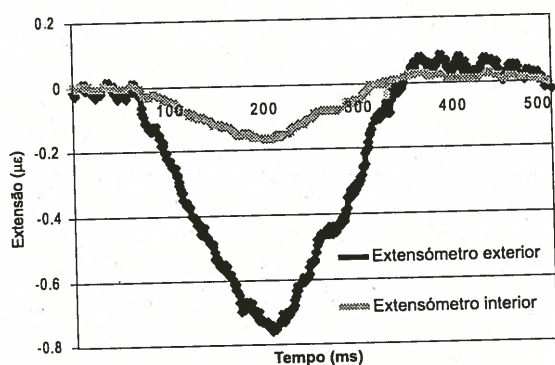


Fig. 10 - Extensões de compressão após subtração da componente de flexão.

4. CONCLUSÕES

O estudo realizado evidenciou a importância da utilização de implantes revestidos com silicone para amortecer as forças transmitidas do implante ao tecido ósseo circundante.

No que diz respeito à aplicação de forças oblíquas, mais consentâneas com uma situação *in vivo*, nem sempre estas induzem fenômenos de flexão relevantes no implante. A análise experimental permitiu-nos verificar que as extensões provocadas pela componente de compressão foi superior às provocadas pela componente de flexão (por comparação dos gráficos da figura 9 e 10).

Futuramente, um estudo mais detalhado da biomecânica da mandíbula permitirá aferir com maior rigor as componentes das forças de oclusão e sua influência sobre as extensões desenvolvidas à face da mandíbula.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos o apoio prestado pelo Instituto Superior de Saúde e pela Fundação da Ciência e Tecnologia - Projecto POCTI/42474/EME/2001.

REFERÊNCIAS

- [1] - Jaecques, S., 1995, Development of an elastomer coated hip prosthesis stem and study of the fatigue properties of a thermoplastic elastomer, PhD Thesis, Katholieke Universiteit Leuven.
- [2] - Barbier, L., 1994, Adaptive bone remodelling around dental implants under load-bearing conditions, PhD Thesis, Dentistry, Dept. Prosthetic Dentistry.
- [3] - Brånemark, P. I., 1985, Introduction to osseointegration, in Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry, Eds., P. I. Brånemark, G. Zarb & T. Albrektsson, Quintessence Publ. Co. Inc. Chicago, 11-76.
- [4] - Dally, J. W., Riley, W. F., 1978, "Experimental Stress Analysis", 2nd Edition, McGraw-Hill, Kogakusha.

