

FOTOELASTICIDADE DE REFLEXÃO DE UM SISTEMA DE FIXAÇÃO DA COLUNA CERVICAL

Rodrigo Milaré Guimarães, Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, rodrigomilare@hotmail.com
Leonardo Rigobello Battaglion, Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, leorigobello0110@gmail.com
Ana Paula Macedo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, anapaula@forp.usp.br
Helton L.A Defino, Depto Biomecânica, Medicina e Reabilitação da FMRP-USP, hladefin@fmrp.usp.br
Antonio Carlos Shimano, Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, ashimano@fmrp.usp.br

Resumo. O objetivo desse estudo foi analisar por meio da fotoelasticidade de reflexão, o comportamento mecânico de placas do tipo H submetidas à força constante de compressão e flexo-compressão. Foram utilizadas as placas tipo H de aço inox F138 e de liga de titânio. Para as simulações foi utilizada uma força de 300N em modelos de poliuretano e de 500N em vértebras de suínos. Na comparação dos valores de tensão e deformação entre as placas de aço inoxidável e de liga de titânio verificou-se que a placa de aço inoxidável foi mais crítica. Portanto, verifica-se que a placa de aço inoxidável foi mais suscetível às deformações quando comparada com a placa de liga de titânio, e que a homogeneidade do sistema é um fator importante para a estabilização e integridade da fixação.

Palavras-chave: Fotoelasticidade de reflexão. Placa H. Coluna cervical

1. INTRODUÇÃO

A fixação interna da coluna vertebral é o método mais empregado no tratamento de deformidade espinhal, doença degenerativa, trauma e tumores da coluna vertebral, essa promove uma estabilização rígida temporária, permitindo, a longo prazo, que corpo realize a solução biológica da fusão vertebral. A fusão vertebral será mais rápida e próspera quanto mais rígida for a fixação (VACCARO et al., 1995). A realização da fixação interna da coluna vertebral é possível através do uso de implante constituído de parafusos, placas e hastes longitudinais. A fixação cirúrgica da coluna cervical para o tratamento das lesões associadas à instabilidade, provavelmente, teve seu início quando Hadra (1891), relatou a realização da cerclagem com fios de aço entre os processos espinhosos da sexta e sétima vértebra cervical para estabilizar uma fratura da sétima vértebra. Atualmente, a técnica de fixação mais empregada para a estabilização do segmento C2-C3 é a que utiliza as placas do tipo H, existindo grande variedade de disposição no mercado, enquanto que a fixação posterior tem sido realizada por meio da utilização de parafusos aplicados nos maciços articulares e associados com placas ou hastes.

1.1. Implantes e sistemas de fixação vertebral

Com a finalidade de proporcionar estabilidade ao segmento vertebral ou corrigir deformidades, implantes e sistemas de fixação vertebral são amplamente utilizados na cirurgia moderna da coluna vertebral (HAHER et al., 1989; WEINSTEIN, SPRATT, SPENGLER, 1988). Os sistemas de fixação vertebral são constituídos por componentes de ancoragem (parafusos, ganchos e fios de cerclagem), longitudinais (hastes e placas) e conectores transversais e acessórios (arruelas e porcas). A fim de desempenharem papel fundamental na estabilização dos sistemas de fixação das vértebras, sobre os quais são aplicadas forças de correção ou de neutralização, os componentes de ancoragem se diferenciam em penetrante (parafusos) e não-penetrante (ganchos e fios de cerclagem) (BRANTKEY, MAYFIELD, KOENEMAN, 1994; BROWNER et al., 1998; HIRANO, HASEGAWA, TAKAHASHI, 1997; LASTRA, BENZEL, 2003). O desempenho das funções biomecânicas dos implantes aplicados na coluna vertebral depende fundamentalmente da ancoragem ou sustentação dos sistemas de fixação através dos parafusos ancorados sobre as vértebras. Deste modo a falha mecânica do implante ou falha do tecido ósseo da vértebra, pode estar relacionada com a falha na ancoragem do sistema de fixação (LASTRA, BENZEL, 2003; BRANTLEY, MAYFIELD, KOENEMAN, 1994).

1.2. Fotoelasticidade de Reflexão

A fotoelasticidade de reflexão é uma técnica experimental usada para a determinação de tensões/deformações em superfícies planas ou irregulares. É uma técnica relativamente precisa e tem como principal vantagem o fato de não ser necessário à confecção de modelos. Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformação elástica ou plástica, bem como em problemas envolvendo materiais anisotrópicos. É muito usado para a localização de regiões sobrecarregadas, para a determinação das tensões cisalhantes máximas e direções principais (ARAÚJO, 2006b).

Esta técnica consiste em aplicar na superfície da peça uma camada de material fotoelástico com uma cola apropriada capaz de produzir uma superfície reflexiva na interface espécime/camada. Quando a peça é carregada, a deformação na superfície da mesma é transmitida para a camada fotoelástica e através da análise dos fenômenos óticos que ocorrem no material fotoelástico, pode-se determinar as tensões/deformações na superfície da peça.

Os materiais fotoelásticos usados nesta técnica, além de outras características, têm que ter baixo módulo de elasticidade comparado com o módulo de elasticidade da peça, para minimizar o efeito de reforço e dar alta resistência à

relaxação ótica mecânica, garantido uma estabilidade das medidas com o tempo (GOMIDE, OLIVEIRA, 1990). Desta forma, levando em consideração as dificuldades de confecção de modelos experimentais das estruturas anatômicas e da difícil análise biomecânica do sistema de fixação cervical utilizando placa e parafusos, foi utilizada a análise fotoelástica de reflexão, para avaliar o comportamento mecânico da placa.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi utilizar a fotoelasticidade de reflexão, para analisar o comportamento mecânico de placas do tipo H de aço Inoxidável e de Liga de titânio, utilizado em fixações de fraturas da coluna cervical, fixados por parafusos em modelos cilíndricos de poliuretana e em segmentos vertebrais de suínos, submetidas ao carregamento de compressão e flexão-compressão.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizadas placas H de aço Inoxidável e Liga de titânio fixado por parafusos em corpos de prova de poliuretana (Figura 1), e em 2 segmentos vertebrais de 2 suínos (Figura 2).

Para preparação dos modelos experimentais, os materiais utilizados em ambos estudos foram os mesmos. Para preparação do modelo experimental fotoelástico foram utilizados a resina PL1, catalisador PH1 e adesivo PC1, todos esses produtos são da Vishay®. Resina fotoelástica com espessura de 1 mm, constante ótica ($k=0,1$); módulo de elasticidade ($E=2896,55\text{MPa}$) e coeficiente de Poisson ($\mu=0,36$). Placa H de titânio com espessura de 1 mm, módulo de elasticidade ($E=104,14 \times 10^3\text{MPa}$) e coeficiente de Poisson ($\mu=0,340$). Placa H de aço inoxidável com espessura de 1mm, módulo de elasticidade ($E=206,90 \times 10^3\text{MPa}$) e coeficiente de Poisson ($\mu=0,285$).

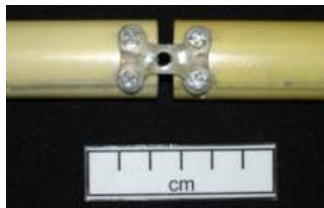


Figura 1. Modelo experimental utilizando placa H de Liga de titânio fixado em corpos-de-prova de poliuretana.

Foram utilizados 2 segmentos vertebrais obtidos da região cervical, compostos por três corpos vertebrais (C2, C3, C4 e C5) de 2 suínos para montar os modelos fotoelásticos, utilizando placa de aço inoxidável e placa de liga de titânio. A Figura 2 apresenta o modelo experimental com placa de aço inoxidável.



Figura 2. Modelo experimental com a placa de aço inoxidável fixado no segmento vertebral

2.1. Análise Fotoelástica

As análises fotoelásticas foram realizadas com o polariscópio de reflexão da marca Vishay® (Figura 3), os modelos foram fixados e posicionados na vertical na Máquina Universal de Ensaio EMIC®, simulando a aplicação de carga de flexo-compressão. A distância entre o foco de luz e o modelo foi padronizada em 80 cm. Os equipamentos são do Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP.



Figura 3. Polariscópio de reflexão Vishay®.

Os modelos experimentais preparados com cilindros de poliuretana foram importantes para verificar de maneira comparativa e resposta das tensões envolvidas nas placas homogeneamente. Foi utilizado o carregamento de compressão para todas as análises. Esse carregamento é o usual no dia a dia de uma coluna.

2.2. Análise Quantitativa

Nas análises quantitativas analisamos somente para o carregamento de compressão, utilizando uma carga aplicada de 300N. Foram selecionados 6 pontos sendo sua distribuição ilustrada na Figura 4.

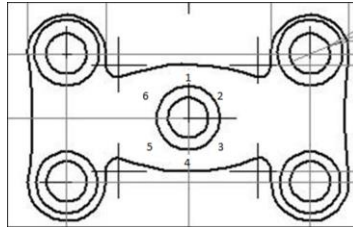


Figura 4. Ilustração dos 6 pontos selecionados, em torno do furo central da placa H.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Análise Qualitativa

Na análise qualitativa foram comparados dois tipos de carregamento, uma simulando somente a compressão e uma outra deslocando 10 mm em relação a posição placa, simulando uma flexo-compressão. A carga aplicada foi sempre de 300 N para os modelos utilizando tubo de poliuretana. As figuras 5 e 6 apresentam as fotos das placas H de aço inoxidável com as imagens das franjas quando utilizados carregamento de compressão e de flexão-compressão. Observa-se que quando há um deslocamento do carregamento há um aumento das ordens de franjas de 2 para 4, consequentemente aumentando as solicitações o que torna mais crítico, principalmente em torno do furo central da placa.



Figura 5. Placa H de aço inoxidável com carregamento de 300N (compressão)



Figura 6. Placa H de aço inoxidável com carregamento de 300N (flexão-compressão)

As figuras 7 e 8 apresentam as fotos das placas H de liga de titânio com as imagens das franjas quando utilizados carregamento de compressão e de flexão-compressão. Observa-se que quando há um deslocamento do carregamento há um aumento das ordens de franjas de menor que 1 para 1, consequentemente aumentando as solicitações o que torna mais crítico, principalmente em torno do furo central da placa. Quando comparamos o comportamento das ordens de franja entre as diferentes placas, verifica-se que a placa de aço é mais crítica.



Figura 7. Placa H de titânio com carregamento de 300N (compressão)

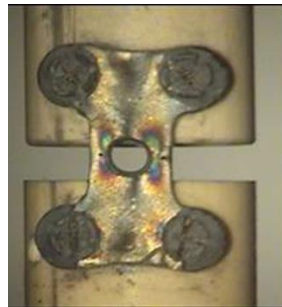


Figura 8. Placa H de titânio com carregamento de 300N (flexão-compressão)

A figura 9 mostra os resultados obtidos do modelo com vértebras utilizando placa H de aço inoxidável, observa-se que houve uma maior concentração de tensão em um dos lados da placa em torno do orifício central, o que mostra um desvio na fixação e uma não homogeneidade do modelo. Isso é importante mostrar, pois se comparar com a prática cirúrgica, provavelmente essas ocorrências também podem ocorrer quando realizadas em pacientes.

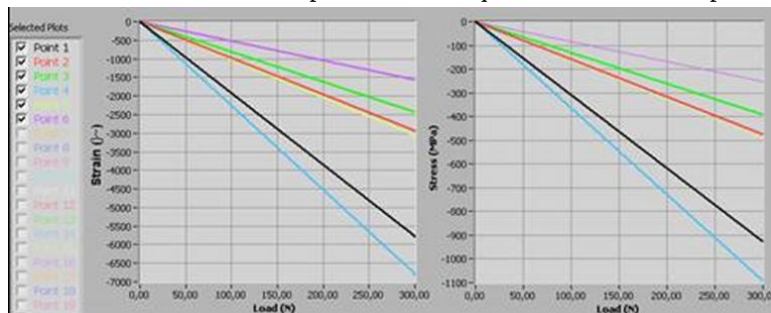


Figura 9. Resultados gráficos da placa de aço inoxidável com franjas mais concentradas do lado esquerdo

A figura 10 mostra os resultados obtidos do o modelo com vértebras utilizando placa H de titânio observa-se o comportamento assemelha-se aos modelos com placa de aço inoxidável.

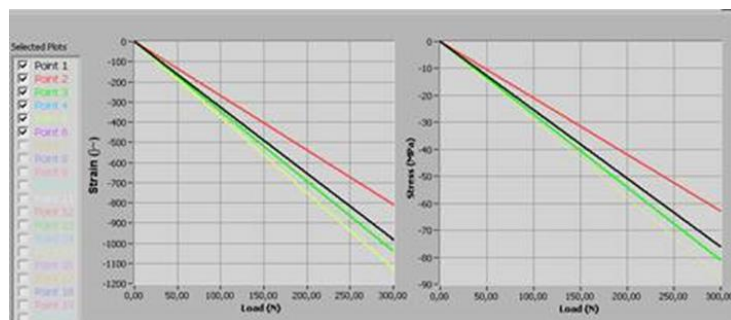


Figura 10. Resultados gráficos da placa de titânio com franjas mais concentradas do lado esquerdo

Na análise qualitativa para os modelos construídos com vértebras de suínos foi avaliado somente para o carregamento de compressão. Observa-se que a não homogeneidade do modelo pode provocar concentrações diferentes comparados aos modelos com configurações homogêneas como os cilindros de poliuretano.

O valor do carregamento foi padronizado em 500N para os modelos utilizando vértebras de suínos.

3.2. Análise Quantitativa

Na análise foram avaliadas as ordens de franjas fracionárias, deformação e tensão na placa de aço inoxidável de cada ponto definido no mapa proposto (Quadro 1). Modelo em poliuretano.

Pontos	Ordem de franja	Deformação ($\mu\epsilon$)	Tensão (MPa)
1	2,00	5762	928
2	1,02	2941	473
3	0,84	2422	390
4	2,35	6775	1091
5	1,06	3056	492
6	0,54	1557	251

Quadro 1. Valores das ordens de franjas, deformação e tensão dos 6 pontos – Placa de aço inoxidável

O quadro 2 apresenta os valores das ordens de franjas fracionárias, deformação e da tensão na placa de liga de titânio em cada ponto. Modelo em poliuretano.

Pontos	Ordem de franja	Deformação ($\mu\epsilon$)	Tensão (MPa)
1	0,34	980	76
2	0,28	807	63
3	0,36	1038	81
4	0,34	980	76
5	0,39	1124	84
6	0,36	1038	81

Quadro 2. Valores das ordens de franjas, deformação e tensão dos 6 pontos – Placa de Liga de titânio

O mapa dos pontos analisados para os modelos de vértebras de suínos foi a mesma utilizado para analisar os modelos utilizando cilindros de poliuretano, inclusive com a sequência numérica de 1 a 6 apresentado na Figura 5.

Na análise do modelo com placa de aço inoxidável avaliamos as ordens de franjas fracionárias, deformação e tensão de cada ponto definido no mapa proposto (Quadro 3). Modelo em vértebras suínas.

Pontos	Ordem de franja	Deformação ($\mu\epsilon$)	Tensão (MPa)
1	2,24	6458	1040
2	0,90	2595	418
3	0,42	1211	195
4	0,74	2133	343
5	0,24	692	111
6	0,68	1960	316

Quadro 3. Valores das ordens de franjas, deformação e tensão dos 6 pontos – Placa de aço inoxidável.

O quadro 4 apresenta os valores das ordens de franjas fracionárias, deformação e da tensão em cada ponto do modelo com placa de liga de titânio. Modelo em vértebras suínas.

Pontos	Ordem de franja	Deformação ($\mu\epsilon$)	Tensão (MPa)
1	2,02	5824	453
2	0,76	2191	170
3	0,64	1845	143
4	0,64	1845	143
5	0,71	2047	159
6	0,71	2047	159

Quadro 4. Valores das ordens de franjas, deformação e tensão dos 6 pontos

A fotoelasticidade de reflexão é utilizada na área de Ortopedia e Traumatologia, porém não foram encontrados relatos científicos utilizando esta técnica em análises de tensões e deformações de placas H utilizadas no tratamento de traumas vertebrais. Através desta técnica foi possível analisar os locais das placas H aonde as tensões se concentram e deformações que venham a ocorrer.

Os modelos de poliuretano foram importantes para uma análise do comportamento biomecânico da placa H de dois diferentes metais, possibilitando uma comparação deste comportamento em um sistema homogêneo.

Nos modelos em que foram utilizadas vértebras de suínos foi observado que houve uma maior concentração de tensão em um dos lados da placa em torno do orifício central, o que mostra um desvio na fixação e uma não homogeneidade do modelo. Isso é importante mostrar, pois se comparar com a prática cirúrgica, provavelmente essas não homogeneidades também podem ocorrer quando realizadas em pacientes.

Através da análise fotoelástica de reflexão foi possível observar que as maiores concentrações de franjas se localizaram ao redor do furo das placas, o que indica que esta região da placa ser a mais vulnerável as deformações. As placas de aço inoxidável apresentaram maiores variações de deformações e tensões comparadas às placas de liga de titânio.

4. REFERÊNCIAS

- ARAUJO, C. A. Módulo II: **Fotoelasticidade de transmissão plana**. Uberlândia: Universidade federal de Uberlândia, 2006. (apostila). 58p.
- BRANTLEY, A. G., MAYFIELD, J. K., KOENEMAN, J. B. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**, 19:1752-8, 1994
- BROWNER, B. D., JUPITER J. B., LEVINE A. M., TRAFTON P. G. **Skeletal trauma**. 2nd ed, Saunders, Philadelphia, 1998: 837.
- HADRA, B. E. Wiring the spinous processes in Pott's disease. **Trans. Am. Orthop. Assoc.**, 4: 206, 1891.
- HAHER, T. R.; FELMY, W. T.; BARUCH, H. et al. The contribution of the three columns of the spine to rotational stability: A biomechanical model. **Spine**, 14:663, 1989.
- HIRANO, T., HASEGAWA, K., TAKAHASHI, H. E. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**, 22: 2504-19, 1997.
- GOMIDE, H. A.; OLIVEIRA, S. A. G. Materiais para Fotoelasticidade de Reflexão RBCM-Revista Brasileira de Ciências Mecânicas, Rio de Janeiro, Vol. 11. No. 1, p. 87-100, 1990.
- LASTRA, J., BENZEL, C. E. Biomechanics of internal fixation. In: Vaccaro AR, Betz RR, Zeidman SM, editors. **Principles and practice of spine surgery**. 1st.ed. Mosby: St. Louis. 43-65. 26, 2003.
- VACCARO, A. R.; RIZZOLO, S. J.; ALLARDYCE, T. J.; RAMSEY, M.; SALVO, J.; BALDERSTON, R. A.; COTLER, J. M. Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part 1: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. **Journal Bone Joint Surgery**, [Am] 77:1200-6, 1995.
- WEINSTEIN, J. N., SPRATT, K. F., SPENGLER, D. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. **Spine**, 13: 1012-8, 1988.

5. AGRADECIMENTOS

Ao CNPq e FAPESP pelo auxílio financeiro e ao Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP, local de realização deste trabalho.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Rodrigo Milaré Guimarães e Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano