

PADRONIZAÇÃO DE MODELO PARA TESTES BIOMECÂNICOS COM COLUNA VERTEBRAL CERVICAL DE SUÍNOS

Sandro Alex Stefanés¹, João Guilherme Padilha Filho², Benito Juarez Nunes Alves de Oliveira³, Antônio Carlos Shimano⁴, José Baptista Portugal Paulin⁵, José Batista Volpon⁶

RESUMO

A porção cervical da medula espinhal é frequentemente acometida por certas enfermidades e o estudo anátomo-funcional, torna-se imprescindível para a seleção de uma terapia eficaz. O ensaio biomecânico é um ótimo recurso quando utilizado para avaliar possíveis anormalidades ou a eficiência de uma intervenção cirúrgica. Com o objetivo de padronizar um modelo experimental, foram utilizadas 20 colunas cervicais de suínos colhidas em frigoríficos comerciais. Removeu-se a musculatura preservando-se as estruturas ligamentares e discos intervertebrais. As colunas foram armazenadas a -20°C, durante três semanas, sendo descongeladas gradativamente em um intervalo de 12 horas. Para realização dos ensaios preconizou-se a metodologia de flexão em dois pontos, sendo realizados os testes de flexões ventral e dorsal em cada coluna cervical. Avaliando-se as curvas de força e deflexão, convencionou-se que os pontos de maior interesse encontravam-se entre 1 e 150N. O teste de flexão em dois pontos mostrou-se eficaz na obtenção das curvas de força e de flexão. O armazenamento a -20° C e o descongelamento gradativo realizado em 12 horas não resultaram em alterações relevantes nos espécimes, e a irrigação com solução fisiológica demonstrou ser um método preventivo da desidratação tecidual. Conclui-se que a metodologia adotada para ensaios biomecânicos com coluna cervical de suínos demonstrou-se adequada à finalidade proposta, podendo ser utilizada para análise de diferentes tipos de estabilização cervical.

Palavras-chave: biomecânica, armazenamento, padronização, coluna vertebral, suíno.

INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é constituída por vértebras, discos intervertebrais e estruturas ligamentares. Uma vértebra típica é composta por um corpo maciço e um arco vertebral. O conjunto dos arcos vertebrais forma o canal vertebral (DYCE et al., 1997). Os impactos são amortecidos nas vértebras e discos intervertebrais (FRACCAROLI, 1981; MACHADO, 1996).

Doenças degenerativas comprimem o canal medular e o forame intervertebral causando mielopatia e radiculopatia. Instabilidade clínica relacionada à disfunção mecânica da coluna vertebral é um tópico importante na coluna cervical. Modelos biomecânicos podem ajudar a compreender o mecanismo básico das injúrias e disfunções, ajudando na prevenção, diagnóstico e tratamentos clínicos (PANJABI, 1998).

A biomecânica é a ciência que estuda os movimentos e seus efeitos em organismos vivos (MENEZES FILHO, 1987). Estudos biomecânicos são importantes para avaliar a eficácia de novas técnicas de estabilização, no aperfeiçoamento de diferentes estruturas e materiais de fixação (BRASIL et al., 1999).

Panjabi (1988) descreveu três tipos de testes biomecânicos (resistência, fadiga e estabilidade). O teste de estabilidade avalia os

¹ Médico Veterinário. Professor Doutor. União Pioneira de Integração Social, UPIS, Brasília-DF. Campus II Fazenda Lagoa Bonita, BR020, Km12, DF335, KM 4,8. Planaltina-DF. (61)3488-9900. stefanes_ortopedia@yahoo.com.br

² Médico Veterinário. Professor Doutor. UNESP, Jaboticabal-SP.

³ Médico Veterinário. Doutorando em Ciência Animal. UFG, Goiânia-GO.

⁴ Engenheiro Mecânico. Professor Doutor. Faculdade de Medicina, USP, Ribeirão Preto-SP.

⁵ Engenheiro Eletrônico. Professor Doutor. Faculdade de Medicina, USP, Ribeirão Preto-SP.

⁶ Médico. Professor Doutor. Faculdade de Medicina, USP, Ribeirão Preto-SP.

movimentos multidirecionais da coluna vertebral, sob aplicação de diversas cargas, em sentidos variados (CRISTANTE et al., 2002), no qual se mensura a rigidez e as amplitudes de movimento do mesmo (BRASIL et al., 1999). Os ensaios podem ser classificados de acordo com a velocidade de aplicação das cargas em: estáticos (baixa velocidade) e dinâmicos (alta velocidade). Dentre os estáticos notam-se os de tração, compressão, torção, cisalhamento e flexão, e nos dinâmicos, os de fadiga e impacto (HOLANDA, 1999).

Modelos biomecânicos *in vitro* podem ser constituídos por espécimes de cadáveres humanos ou animais. A principal aplicabilidade destes modelos é testar a resistência, fadiga, e estabilidade do espécime ou da coluna vertebral mais instrumentação (PANJABI, 1998). Estudos biomecânicos utilizando cadáveres são limitados e inconstantes, podendo variar com a idade, densidade mineral óssea e por alterações degenerativas. Espécimes de coluna vertebral de suínos são muito utilizados para comparação entre espécies, principalmente com humanos, e fornecem dados biomecânicos consistentes (GRUBB et al., 1998; HAKALO et al., 2008), pois são similares no plano sagital (flexão-extensão), porém não no plano frontal (curvatura lateral e rotação axial), ressaltando assim os cuidados na interpretação dos resultados (SCHMIDT et al., 2005).

Por razões práticas, o estudo experimental do disco intervertebral tem sido conduzido pelo congelamento prévio dos espécimes (ADAMS; HUTTON, 1983; SEROUSSI et al., 1989). As primeiras pesquisas sugerem que o armazenamento das amostras por congelamento não alteram o comportamento mecânico do disco intervertebral (NACHEMSON, 1960; CALLAGHAN; MCGILL, 1995), propriedades do osso trabecular (LINDE; SORENSEN, 1993) e cortical (SEDLIN, 1965), dos ligamentos (WOO et al., 1986) e tendões (MATTHEWS; ELLIS, 1968). No entanto, para Bass et al., (1997) o efeito do congelamento nas

características mecânicas dos tecidos é dependente do tempo de estocagem, sugerindo muita cautela com esse processo.

O objetivo deste estudo foi propor a padronização de um modelo experimental para testes biomecânicos que possam ser adotados em diferentes técnicas cirúrgicas de estabilização, utilizando a coluna vertebral cervical de suínos acondicionadas por congelamento e submetidas posteriormente ao descongelamento gradativo.

MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste estudo foi utilizado o segmento (C2-C6) padronizado entre 250g a 300g, de 20 colunas cervicais de suínos da raça Landrace, com peso vivo médio de 80 kg, sem distinção de sexo e obtidas junto a frigoríficos.

Tomou-se cuidado especial na remoção da musculatura adjacente, mantendo-se preservadas as estruturas ligamentares e os discos intervertebrais e evitando a desidratação dos tecidos pela irrigação constante com solução fisiológica. Selecionou-se o espaço intervertebral (C3-C4) para a realização de diferentes tipos de estabilização cirúrgica e posterior avaliação biomecânica do modelo experimental.

As amostras foram envolvidas em papel toalha, umedecidas e acondicionadas isoladamente em reservatórios plásticos e mantidas em congelador sob temperatura de aproximadamente -20°C, por três semanas, como descrito por Bass et al. (1997). O descongelamento foi gradativo, em refrigerador comum, por 12 horas. Após o descongelamento, cada espécime teve sua extremidade caudal (da porção caudal da vértebra C6 até a porção cranial de C5) incluída em massa plástica^a, no interior do molde metálico da máquina universal^b. Os blocos de massa plástica foram fixados ao molde por parafusos (Figura 1). A montagem das colunas e acessórios da máquina de ensaio está demonstrado na figura 2.

^a Cola plástica pastosa Iberê – Cray Valley. Rua Áurea Tavares, 480, Taboão da Serra-SP.

^b Máquina Universal modelo EMIC-100KN – EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. Rua Quirino Zagonel, 257, Vila Braga, São José dos Pinhais-PR.



Figura 1. Máquina de ensaios mecânicos do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, modelo EMIC -100 KN.

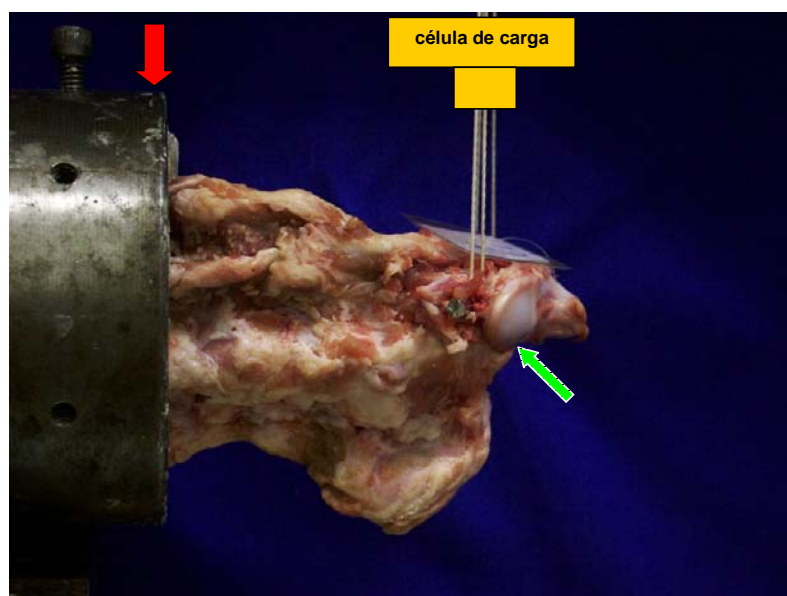


Figura 2. Montagem de um exemplar de coluna vertebral cervical de suíno e acessórios na máquina de ensaios. A seta escura aponta o ponto fixo do espécime ao molde metálico. A célula de carga encontra-se representada por um esquema no topo da figura, estando alinhada perpendicularmente com o ponto de aplicação de forças (C2). Um pino de aço inoxidável foi transfixado no corpo de C2, para que o fio de tração fosse acoplado (seta clara).

Durante os ensaios, os espécimes eram mantidos em sacolas isotérmicas e, após a remoção dos envoltórios, foram irrigados com solução fisiológica a 0,9% em intervalos regulares, visando minimizar a desidratação tecidual.

Utilizou-se a máquina universal de ensaios mecânicos do laboratório de bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, acoplada a um microcomputador e a uma célula de carga de 200 quilogramas-força (Kgf), comandada pelo *software* Tesc (Figura 1).

O molde metálico contendo cada amostra da coluna cervical incluída em massa plástica foi fixado à base da máquina. Realizaram-se posteriormente, radiografias laterais dos espécimes, com o objetivo de aferir o seu perfeito alinhamento, recomendado por Bass et al. (1997).

Efetuaram-se ensaios biomecânicos seguindo a metodologia de flexão em dois pontos, conforme Machado et al., (1994), onde o ponto fixo das colunas vertebrais foi o segmento C5-C6 e o ponto móvel de aplicação de forças na vértebra C2. Para tração, utilizou-se um fio de seda trançado, previamente testado quanto a sua resistência e deformação. Alinhou-se à célula de carga (Figura 2) ao ser ancorado em um pino de aço inoxidável posicionado transversalmente no corpo de C2.

O protocolo dos ensaios seguiu padrões previamente definidos mediante a realização de pilotos, submetendo corpos de prova íntegros a flexão, com limite de carga de até 1000N (102,04 Kgf). Convencionou-se mediante a avaliação das curvas de força (N - Newton) e deflexão (mm), que os pontos de maior interesse da curva, ou seja, os de instabilidade vertebral, encontravam-se entre 1 e 150N, por estarem incluídos dentro da zona neutra da curva.

A máquina universal de ensaios foi programada para tracionar o fio de seda com os seguintes comandos: 1 - Subir (tracionar) com velocidade constante de 1mm/min até que a força de 1 N (0,102 Kgf) estipulada como pré-carga fosse atingida (tempo de acomodação do sistema). 2 - Zerar o deslocamento registrado e continuar subindo,

com velocidade maior e constante de 10mm/min, até atingir o limite máximo de força de 150N (15,30 Kgf) ou deslocamento máximo de 10 cm. Realizou-se para cada corpo de prova um ensaio de flexão ventral e um dorsal (extensão), respeitando sempre a mesma ordem de posicionamento. Desta forma, mensurou-se o deslocamento total do movimento dorso-ventral.

Nos ensaios de flexão ventral, as colunas foram acopladas à máquina com sua face ventral voltada dorsalmente, sendo então submetidas à tração. Adotaram-se os mesmos critérios nos corpos de prova de flexão dorsal, diferindo apenas sua posição de fixação, na qual a face dorsal era voltada dorsalmente.

O teste de hipótese foi utilizado para a comparação dos resultados de deflexão (mm) entre os corpos de prova de cada grupo, sendo as hipóteses h_0 e h_1 consideradas como ausência e presença de diferença estatística, respectivamente. Aplicou-se ± 2 desvios padrões (DP) em relação à média conforme recomendado para a distribuição normal, e os valores de deflexão contidos fora do intervalo foram considerados hipóteses h_0 , ou seja, estatisticamente diferentes ($p < 0,05$).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As médias dos valores de deflexão em ensaios de trações ventral e dorsal (Tabela 1) variaram significativamente entre os grupos do experimento, como consequência do tratamento submetido. No entanto, todos os resultados individuais de deflexão das colunas permaneceram no intervalo média $\pm 2DP$, revelando não haver diferença estatística entre os espécimes de cada grupo. Pelos resultados obtidos, constatou-se que a forma de preparo e armazenamento dos espécimes para a realização dos ensaios foi adequada, não havendo significativa variação das deflexões dos corpos de prova em relação à média e consequentemente, a padronização de um modelo ideal para testes biomecânicos com coluna cervical de suínos.

Tabela 1. Valores de deflexão (mm) dos corpos de prova (colunas) em colunas vertebrais cervicais de suínos, em ensaios de trações ventral e dorsal a 150N, sob diferentes formas de estabilização cirúrgica, Ribeirão Preto-SP, 2008.

	Controle		Fenestradas		Metilmetacrilato		Polímero de mamona	
	V	D	V	D	V	D	V	D
CP1	58,33	32,98	66,14	32,63	37,44	24,96	44,40	31,04
CP2	63,02	32,32	68,17	27,72	41,52	23,06	46,84	32,21
CP3	49,90	30,14	60,43	26,85	48,94	21,62	35,71	21,78
CP4	59,11	30,87	54,86	26,01	50,27	33,60	57,40	34,78
CP5	52,86	31,19	58,55	36,33	43,24	28,60	58,85	26,78
Média ± DP	56,65 ± 5,23	31,50 ± 1,14	61,63 ± 5,47	29,91 ± 4,41	44,28 ± 5,32	26,37 ± 4,82	48,64 ± 9,61	29,32 ± 5,10
Intervalo média ± 2DP	46,19	29,22	50,69	21,09	33,64	16,73	29,42	19,12
	67,11	33,78	72,57	38,73	54,92	36,01	67,86	39,52

CP- corpo de prova, V- ventral, D- dorsal

Segundo Machado (1996), para maior fidelidade ao que aconteceria *in vivo*, o ideal seria trabalhar com um grupo experimental da mesma espécie, que a de interesse. No entanto, para a realização deste estudo optou-se pela utilização de colunas vertebrais cervicais de suínos pela facilidade e praticidade de sua obtenção, além da padronização das amostras, e respeito aos padrões éticos de experimentação por utilizar amostras de cadáveres obtidos de abatedouros sob fiscalização federal.

Variáveis como tamanho vertebral, amplitude do forame intervertebral, momento fletor e outras levantadas por Panjabi (1988), por influenciarem nos ensaios mecânicos, foram consideradas irrelevantes neste estudo por ter sido realizado com amostras homogêneas.

A coleta do material e a remoção dos tecidos moles adjacentes foram cuidadosamente realizadas, para não danificar as amostras e preservar as estruturas auxiliares na estabilização (MARCHETTO et al., 2002). Para tanto, a opção desta manobra ser realizada sempre pela mesma pessoa, parece ser uma conduta bastante favorável à manutenção da padronização.

Para Macy et al. (1999), a completa remoção da massa muscular pode comprometer a fidelidade dos resultados ao refletir o comportamento *in vivo*, embora em situações cirúrgicas, em virtude da desinserção do músculo *longus colli*, é comum haver instabilidade no pós-operatório imediato. Sendo assim, as deflexões mensuradas neste experimento poderiam apresentar-se superestimadas. No entanto, pelo fato de todos os grupos estudados terem sido submetidos à mesma metodologia, este efeito foi considerado irrelevante na comparação dos resultados.

No presente estudo, pôde-se observar que a irrigação promovida durante o preparo e descongelamento das peças tornou-se indispensável para a adequada preservação das estruturas funcionais das amostras (CALLAGHAN; MCGILL, 1995; LINDE; SORENSEN, 1993; SEDLIN, 1965; WOO et al., 1986; MATTHEWS; ELLIS, 1968), conforme relatos de Bass et al. (1997).

O tempo e temperatura de congelamento é outro item bastante discutido pelos pesquisadores. Considerada por muitos autores como metodologia segura, o congelamento a -20°C é o mais conhecido e largamente utilizado em avaliações *in vitro* (MARCHETTO et al., 2002), assegura a integridade do material e preserva as propriedades físicas do osso (SEDLIN; HIRSCH, 1966), do ânulo fibroso (HIRSCH; GALANTE, 1967) e dos ligamentos (TKACZUK, 1968). No entanto, Bass et al. (1997) citaram importantes alterações nas propriedades biomecânicas, referente ao tempo de congelamento. Focando a padronização das amostras e a viabilidade de obtenção e preparo das mesmas, optou-se pela metodologia de congelamento descrita anteriormente, não sendo evidenciadas alterações individuais importantes nos espécimes.

Conforme metodologia utilizada neste estudo, congelamento a -20°C , descongelamento progressivo por 12 horas em refrigerador comum, e posterior acondicionamento em sacolas térmicas, não foram detectadas falhas macroscópicas nas amostras e nos ensaios, as quais poderiam manifestar-se pela transposição da zona elástica para a zona plástica e ampliação da zona neutra, corroborando com os resultados de Souza (1982) e Macy et al. (1999).

O forame intervertebral (C3-C4) selecionado

para os tratamentos foi escolhido por estar situado no centro do segmento da amostra (entre o ponto de fixação do conjunto C5-C6 e o de aplicação de carga em C2). Este modelo é conhecido como ensaio de flexão em dois pontos e o deslocamento é obtido pela aplicação de forças em braço de alavanca (SOUZA, 2001).

Na padronização dos ensaios de flexão com força de até 1000N, não foram observadas alterações morfológicas nas amostras, bem como alterações nas deformações plásticas das curvas, conferindo a integridade dos espécimes. Permanecendo na zona elástica, o corpo de prova tem a capacidade de recuperar a morfologia original após a realização do ensaio (SOUZA, 1982; MÜTZENBERG et al., 2004).

Convencionou-se mediante a avaliação das curvas de força (N) e deflexão, que os pontos de maior interesse da curva encontravam-se entre o 1N e 150N, dados estes embasados nos conceitos de zona neutra e zona elástica. A zona neutra é a porção achatada da curva nas quais os elementos de estabilização passiva (disco intervertebral, ligamentos articulares e cápsula articular) exercem pequena restrição ao movimento. Já na zona elástica, estes elementos ficam tensos, e o movimento é reprimido (PANJABI, 1992a, 1992b).

CONCLUSÕES

Conclui-se que os ensaios biomecânicos em coluna cervical de suínos utilizando o teste de força entre 1N e 150N, congelamento dos espécimes a -20°C e descongelamento gradativo demonstraram-se adequadas à finalidade proposta, podendo ser utilizada para experimentação e análise de diferentes tipos de estabilização cervical.

Standardization of a biomechanical assay model for swine cervical spine

ABSTRACT

The cervical portion of the spinal cord is frequently subjected to illness, and the need of an anatomical and functional study is necessary to select an efficient therapy. The biomechanical assay is an excellent tool to evaluate possible abnormalities or effectiveness of surgical intervention. With the aim to standardize an experimental model, 20 swine cervical spines were obtained at slaughter houses. The musculature was removed, preserving ligaments and the intervertebral discs. The spines were frozen

and stored at -20°C, for three weeks and gradually thawed for 12 hours. The biomechanical assays followed the methodology of two-point flexion, applying ventral and dorsal flexion tests in each cervical spine. In the evaluation of force and deflexion curves, the most interesting points were between 1 and 150N. Two-point flexion test was efficient to obtain force and deflexion curves. Storage at -20°C and gradual thawing for 12 hours did not result in relevant damage to the specimens, and irrigation with physiological solution showed to be a preventive method for tissue dehydration. The present methodology used for biomechanical assays with swine cervical spines was suitable for the purpose studied and can be used to analyze different kinds of cervical stabilization.

Keywords: biomechanical, storage, standardization, vertebral cervical, swine.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M.; HUTTON, W. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. **Spine**, Philadelphia, v.8, n.6, p.665-671, 1983.

BASS, E. C.; DUNCAN, N. A.; HARIHARAN, J. S.; DUSICK, J.; BUEFF, H. U.; LOTZ, J. C. Frozen storage effects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc. **Spine**, Philadelphia, v.22, n.24, p.2867-2876, 1997.

BRASIL, A. V. B.; COELHO, D. G.; LEIVAS, T. P.; PEREIRA, C. A. M.; BARROS FILHO, T. E. P.; BRAGA, F. M. Um método para medida de movimento em estudos biomecânicos de coluna vertebral. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, São Paulo, v.34, n.2, p.109-112, 1999.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Frozen storage increases the ultimate compressive load of porcine vertebrae. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v.13, n.5, p.809-812, 1995.

CRISTANTE, A. F.; SCHOR, B.; IUTAKA, A. S.; CAVALHEIRO, M. G.; REIFF, R. B. M.; CHO, A. B.; BARROS FILHO, T. E. P. Avaliação biomecânica da estabilidade da coluna cervical em cadáveres humanos após hemilaminectomia e facetectomia unilateral. **Coluna**, São Paulo, v.1, n.1, p.72-76, 2002.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. O aparelho locomotor. In: **Tratado de anatomia veterinária**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1997, 25-78p.

FRACCAROLI, J. L. **Biomecânica – análise dos movimentos**. 2. ed. São Paulo: Cultura Médica, 1981.

GRUBB, M. R.; CURRIER, B. L.; SHIH, J. S.; BONIN, V.; GRABOWSKI, J. J.; CHAO, E. Y. Biomechanical evaluation of anterior cervical spine stabilization. **Spine**, Philadelphia, v.23, n.8, p.886-892, 1998.

HAKALO, J.; PEZOWICZ, C.; WRONSKI, J.; BEDZINSKI, R.; KASPROWICZ, M. Comparative biomechanical study of cervical spine stabilization by cage alone, cage with plate, or plate-cage: a porcine model. **Journal of Orthopaedic Surgery**, London, v.16, n.1, p.9-13, 2008.

HIRSCH, C.; GALANTE, J. Laboratory conditions for tensile tests in annulus fibrosus from human intervertebral discs. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v.38, n.2, p.148-162, 1967.

HOLANDA, A. J. **Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e de impacto dos ossos**. 1999, 82f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

LINDE, F.; SORENSEN, H. C. F. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. **Journal of Biomechanics**, New York, v.26, n.10, p.1249-1252, 1993.

MACHADO, I. R.; HIRATA, H. H.; TEBET, M. A.; SELBER, P. R. P.; PAULIN, J. B. P.; SHIMANO, A. C. Estudo experimental do mecanismo de flexão do trauma “em chicote” da coluna cervical média e inferior e sua relação com instabilidade cervical. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, São Paulo, v.29, n.4, p.256-262, 1994.

MACHADO, I. R. **Estudo experimental comparativo da fixação posterior do segmento subaxial da coluna cervical, através das técnicas de aramagem sublaminar, interespinhosa e placas de Roy-Camille, em cadáveres humanos**. 1996, 100f. Tese (Doutorado)

– Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.

MACY, N. B.; LES, C. M.; STOVER, S. M.; KASS, P. H. Effect of disc fenestration on sagittal kinematics of the canine C5-C6 intervertebral space. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v.28, n.3, p.171-179, 1999.

MARCHETTO, A.; CAMACHO, G. L.; MACHADO, I. R.; SHIMANO, A. C.; PAULIN, J. B. P.; BARROS FILHO, T. E. P. Estudo biomecânico em flexão da coluna cervical de cadáveres humanos submetida à corpectomia e estabilização com enxerto de fíbula. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v.10, n.2, p.31-40, 2002.

MATTHEWS, L. S.; ELLIS, D. Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing. **Journal of Biomechanics**, New York, v.1, n.2, p.65-71, 1968.

MENEZES FILHO, L. A. **Compressão axial de corpos vertebrais humanos: ensaios com cargas lentas e progressivas**. 1987. 103f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1987.

MÜTZENBERG, L. A.; VEIT, E. A.; SILVEIRA, F. L. Elasticidade, plasticidade, histerese e ondas. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, São Paulo, v.26, n.4, p.307-313, 2004.

NACHEMSON, A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v.43, p.1-104, 1960.

OLIVEIRA FILHO, O. B. A.; PACCOLA, C. A. J. Influência da dinamização axial na consolidação de osteotomias. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, São Paulo, v.40, n.4, p.193-204, 2005.

PANJABI, M. M. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. **Spine**, Philadelphia, v.13, n.10, p.1129-1134, 1988.

PANJABI, M. M. Cervical spine models for biomechanical research. **Spine**, Philadelphia, v.23, n.24, p.2684-2699, 1998.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, New York, v.5, n.4, p.383-389, 1992a.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Neutral zone and instability hypothesis. **Journal of Spinal Disorders**, New York, v.5, n.4, p.390-397, 1992b.

SCHMIDT, R.; RICHTER, M.; CLAES, L.; PUHL, W.; WILKE, H. J. Limitations of the cervical porcine spine in evaluating spinal implants in comparison with human cervical spinal segments: a biomechanical in vitro comparison of porcine and human cervical spine specimens with different instrumentation techniques. **Spine**, New York, v.30, n.11, p.1275–1282, 2005.

SEDLIN, E. D. A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v.83, n.2, p.1-77, 1965.

SEDLIN, E. D.; HIRSCH, C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v.37, n.1, p.29-48, 1966.

SEROUSSI, R. E.; KRAG, M. H.; MULLER, D. L.; POPE, M. H. Internal deformations of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion, and extension loads. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v.7, n.1, p.122-131, 1989.

SOUZA, R. C. B. **Influência dos componentes de um sistema de fixação vertebral na estabilidade biomecânica**. 2001. 96f. Dissertação (Mestrado na área de Bioengenharia) – Escola de engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, São Carlos, 2001.

SOUZA, S. A. Ensaio de tração. In: SOUZA, S.A. **Ensaaios mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos**. 5. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1982, 6-78p.

TKACZUK, H. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v.115, n.6, p.1-133, 1968.

WOO, S. L.; ORLANDO, C. A.; CAMP, J. F.; AKESON, W. H. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. **Journal of Biomechanics**, New York, v.19, n.5, p.399-404, 1986.

STEFANES, S. A., PADILHA FILHO, J. G., OLIVEIRA, B. J. N. A. DE, SHIMANO, A. C., PAULIN, J. B. P., VOLPON, J. B.
