

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UM SISTEMA DE OSTEOSÍNTESE DE ESTABILIDADE RELATIVA

MECHANICALS PROPERTIES OF AN OSTEOSYNTHESIS SYSTEM OF RELATIVE STABILITY

ALEXANDRE YONEDA¹, NILTON MAZZER², CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI³, ANTONIO CARLOS SHIMANO⁴.

RESUMO

Neste trabalho foram estudadas as propriedades mecânicas de um novo sistema de osteossíntese metálica (SPS® - Sistema Pengo de Síntese) por meio de ensaios mecânicos de flexão e torção. Os SPS® foram montados e fixados em bastões cilíndricos de madeira. Para os ensaios mecânicos foram adotados nove grupos de modelos em função dos três comprimentos de placas e das três distâncias de montagem entre as placas. Os ensaios de flexão foram realizados com o SPS® na posição lateral em relação ao eixo de movimentação da máquina de ensaios. Para os ensaios de torção não se adotou nenhuma posição específica do SPS®. Os resultados das propriedades de rigidez e da deflexão do SPS®, nos ensaios mecânicos de flexão e torção, tiveram a interferência das variantes números de furos nas placas e o espaço entre as placas, ou seja, quanto maior o número de furos nas placas e menor o espaço entre elas maior a rigidez e menor a deflexão. Conclui-se que a rigidez e a deflexão variaram proporcionalmente ao número de furos nas placas e ao espaço entre elas.

Descritores: Placas ósseas; Fixação de fratura; Fixação interna de fraturas.

Citação: Yoneda A, Mazzer N, Barbieri CH, Shimano AC. Propriedades mecânicas de um sistema de osteossíntese de estabilidade relativa. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2008; 16(1):49-53. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

SUMMARY

In this study, the mechanical properties of a new metallic system for bone synthesis (SPS® - Synthesis Pengo System) were investigated by means of flexion and torsion mechanical tests. The SPS® systems were assembled in cylindrical wood sticks using stainless steel cortical bolts. Nine groups of models were adopted for tests according to the three plate lengths and the three assembly distances. Flexion tests were performed with the SPS® systems positioned laterally to the assay machine's dislocation axis. For the torsion tests, the SPS® systems were placed in no specific position. The SPS® stiffness and deflection results obtained with the flexion and torsion mechanical tests were dependent on the number of holes on the plates and on the distance between the plates mounted in the wood stick, that is, the higher the number of holes and the shorter the distance between plates, the higher the stiffness and the lower the deflection. It can be concluded that stiffness and deflection changed proportionally to the number of the holes in the plates and the distance between them.

Keywords: Bone plates; Fracture fixation; Fracture fixation internal.

Citation: Yoneda A, Mazzer N, Barbieri CH, Shimano AC. Mechanicals properties of an osteosynthesis system of relative stability. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2008; 16(1):49-53. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

O tratamento cirúrgico das fraturas necessita de um método de estabilização, neutralização e muitas vezes, compressão entre os fragmentos ósseos. Conforme a localização anatômica do osso fraturado e o tipo de fratura, aplicam-se os conceitos biomecânicos e os biológicos para a escolha do método e do sistema de osteossíntese a ser utilizado.

Os primeiros estudos em osteossíntese foram elaborados no ano de 1949, utilizando placas rígidas modificando a maneira de provocar os apertos nos parafusos⁽¹⁾.

No ano de 2000, estudos mostraram que as técnicas de redução direta e fixação rígida estavam sendo mudadas para as técnicas de fixação interna com estabilidade relativa e redução indireta⁽²⁾, preservando os tecidos circundantes ao osso fraturado.

A contínua pesquisa e entendimento das condições de como ocorre à osteogênese e os novos conhecimentos sobre a consolidação do osso fraturado fizeram com que houvesse um desenvolvimento importante dos implantes utilizados em osteossíntese. Os sistemas mais rígidos nem sempre estarão adequados à biologia da regeneração óssea. Desta maneira, os sistemas menos rígidos de osteossíntese, vêm sendo pesquisados.

OBJETIVO

Estudar por meio de ensaios mecânicos de torção e flexão, a influência do número de furos de fixação das placas e dos diferentes espaços entre elas nas propriedades mecânicas de rigidez e deflexão no sistema de osteossíntese de estabilidade relativa SPS®.

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Montagem dos Modelos SPS® para Ensaios

O Sistema Pengo de Síntese® (SPS®) da Biomecânica Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda, é composto por uma haste dobrada em forma de "U", duas placas e parafusos corticais sendo todos confeccionados em aço inox F138 (Figura 1).

A haste dobrada em "U" tem 3,4 mm de diâmetro e o seu formato mantém uma distância média de 7,6 mm entre as extremidades livres da haste. As extremidades são dobradas em 90 graus, (Figura 1A) os comprimentos pré-determinados para este estudo foram de 72,0 mm, 92,0 mm, 96,0 mm, 112,0 mm, 115,0 mm, 120,0 mm, 137,0 mm, 141,0 mm e 161,0 mm.

Os pares de placas utilizadas tiveram comprimentos variados de acordo com o número de furos, 2, 3 e 4 furos (Figura 1B).

Trabalho realizado no Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Endereço para correspondência: Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. CEP: 14048-900. Ribeirão Preto - SP - Brasil - Email: nmazzer@fmrp.usp.br; alexyoneda@argon.com.br.

1. Médico Ortopedista e Cirurgião de Mão. Programa de Pós-Graduação em Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP.
2. Professor Associado Livre Docente do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP.
3. Professor Titular do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP.
4. Professor Doutor do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP.

Trabalho recebido em 10/10/06 aprovado em 03/05/07

O comprimento delas eram de 27,0 mm, 40,0 mm, e, 52,0 mm, respectivamente. A espessura e a largura utilizadas foram de 5,0 mm e 16,0 mm, respectivamente. A superfície da placa que fica voltada para o bastão de madeira durante a fixação, possui dois sulcos paralelos no sentido do eixo longitudinal da placa, com dimensões de 3,5 mm de largura e 2,0 mm de profundidade, interligados perpendicularmente a um sulco transverso com as mesmas medidas, configurando a letra "U" que possibilita o encaixe da haste U (Figura 1C). Este cruzamento de sulcos possui dois furos de 3,5 mm de diâmetro alinhados no sentido transverso da placa possibilitando encaixar tanto uma como a outra extremidade da haste U (Figura 2).

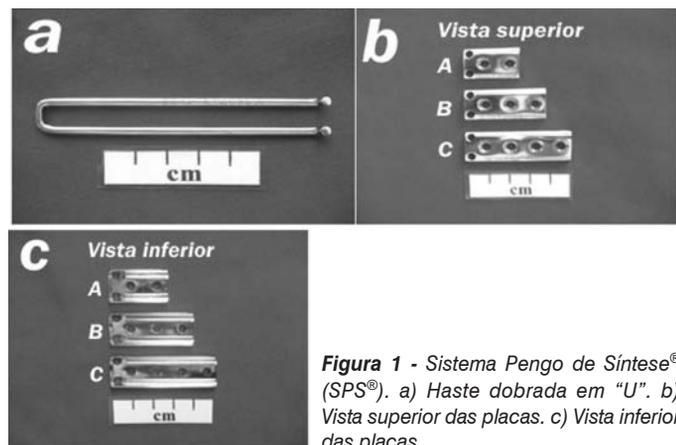


Figura 1 - Sistema Pengo de Síntese® (SPS®). a) Haste dobrada em "U". b) Vista superior das placas. c) Vista inferior das placas.

Fonte: SPS® - Biomecânica Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda.

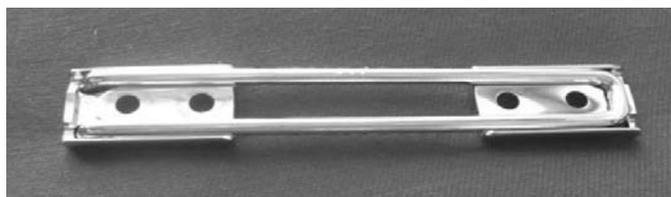


Figura 2 - Vista inferior do SPS® com placas de dois furos.

Para simular o conjunto osso e SPS®, foram utilizados 2 bastões cilíndricos de madeira de Itaúba, com 25,0 mm de diâmetro e 127,50 mm de comprimento.

Para o preparo dos modelos foi utilizado um instrumental de osteossíntese para pequenos fragmentos.

2. Preparação dos Modelos Experimentais com SPS® para Ensaios

Os 2 cilindros de madeira foram fixados em uma morsa espaçados de 5,0 mm. Em seguida, o SPS® foi posicionado com suas metades equidistantes a este espaço. A perfuração da madeira foi realizada utilizando um guia e a broca com 3,2 mm de diâmetro. Posteriormente, ao macheamento foram introduzidos os parafusos. Os parafusos foram colocados um a um, e como padrão iniciou-se sempre na extremidade do SPS® onde a haste HU encaixa nos furos das placas, mantendo a outra placa presa com uma pinça de redução no cilindro de madeira.

3. Grupos Experimentais

Os modelos experimentais foram divididos em 3 grupos experimentais, sendo conforme o número de furos nas placas. Os grupos e subgrupos experimentais são:

O grupo 1 modelos experimentais preparados com placa de 2 furos, composto por 3 subgrupos com 5 modelos cada:

- Subgrupo 1A com espaçamento de 20,0 mm;
- Subgrupo 1B com espaçamento de 40,0 mm;
- Subgrupo 1C com espaçamento de 60,0 mm.

O grupo 2 modelos experimentais preparados com placa de 3 furos, composto por 3 subgrupos com 5 modelos cada:

- Subgrupo 2A com espaçamento de 20,0 mm;
- Subgrupo 2B com espaçamento de 40,0 mm;
- Subgrupo 2C com espaçamento de 60,0 mm.

O grupo 3 modelos experimentais preparados com placa de 4 furos, composto por 3 subgrupos com 5 modelos cada:

- Subgrupo 3A com espaçamento de 20,0 mm;
- Subgrupo 3B com espaçamento de 40,0 mm;
- Subgrupo 3C com espaçamento de 60,0 mm.

As Figuras 3A, 3B e 3C apresentam os modelos experimentais preparados do grupo 1, grupo 2 e grupo 3.

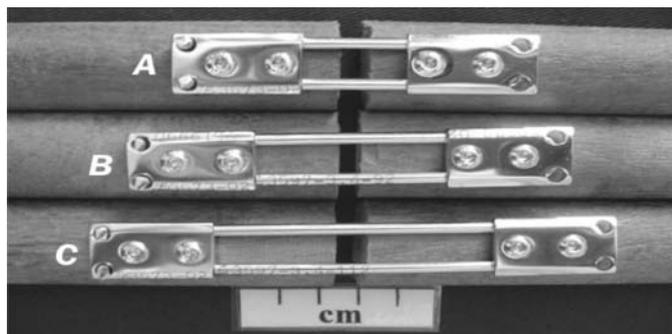


Figura 3A - Modelos do grupo 1

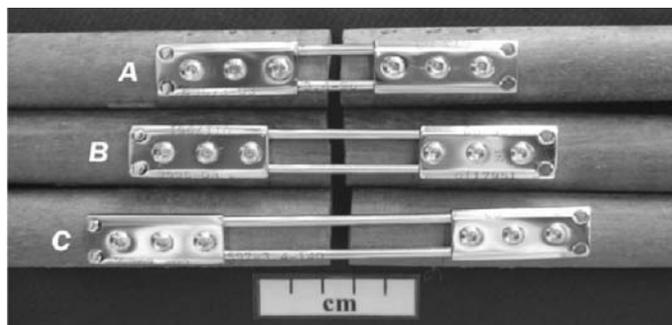


Figura 3B - Modelos do grupo 2

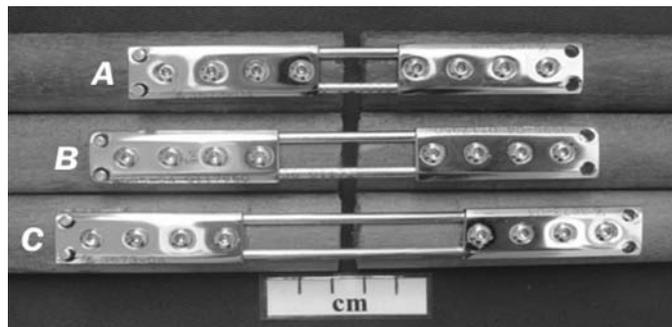


Figura 3C - Modelos do grupo 3

4. Ensaios Mecânicos

Para a realização dos ensaios mecânicos foi utilizada a máquina universal de Ensaios EMIC® do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

4.1. Ensaios mecânicos de torção

Os ensaios de torção foram realizados posicionando sempre os modelos experimentais com o SPS® na parte superior. O modelo

era fixado no acessório pelas duas extremidades, uma fixa e a outra móvel (5,0 mm de diâmetro) que realizava a torção através de um cabo de aço envolto ao acessório e preso na travessa móvel da máquina de ensaio. Quando era acionada a máquina este fazia com que o cabo de aço tracionasse e fazia que houvesse a torção no modelo, com uma velocidade de 5,0 mm/min. Foi padronizada uma força máxima de 200 N para todos os ensaios. O momento de torque foi calculado multiplicando a força aplicada ao cabo de aço pelo raio do cilindro (acessório móvel).

4.2. Ensaios mecânicos de flexão

Os ensaios de flexão foram realizados utilizando o acessório fixo que foi utilizado nos ensaios de torção, posicionando sempre o SPS na lateral. A aplicação da carga sempre foi realizada a uma distância de 205,0 mm da fixação do modelo. A velocidade de aplicação de carga foi de 5,0 mm/min. Foi padronizada uma força máxima de 50 N para todos os ensaios de flexão. O momento fletor foi calculado multiplicando o valor da cada força aplicada pela distância da fixação do modelo até o ponto de aplicação da carga (braço de alavanca).

5. Propriedades Mecânicas Analisadas

Para os ensaios de torção foram analisadas as deformações angulares (Graus) para a força de 200 N e a rigidez torcional (N.m/graus). A rigidez de cada modelo foi calculada através do gráfico (torque x deformação angular), pela tangente do ângulo formado pela reta com o eixo da abcissa.

Para os ensaios de flexão foram analisadas as deflexões (mm) para uma força de 50 N e a rigidez flexural (N/m). A rigidez de cada modelo foi calculada através do gráfico (força aplicada x deflexão), pela tangente do ângulo formado pela reta com o eixo da abcissa.

6. Análise Estatística

Foram realizadas as análises estatísticas das propriedades mecânicas: deformação angular e rigidez torcional para os ensaios de torção, e deflexão e rigidez flexural para os ensaios de flexão. Inicialmente foi avaliada a normalidade dos dados utilizando a análise de variância (ANOVA) Multifatorial, tendo como variáveis o número de furos na placa (grupos) e o espaçamento entre as placas (subgrupos). Nas comparações *post hoc* entre os grupos e subgrupos experimentais foi utilizado o método de Bonferroni. Em todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

RESULTADOS

1. Ensaio de torção

1.1. Deflexão para força aplicada de 200 N

Analisando os resultados dos ensaios mecânicos de torção e utilizando como a variável o número de furos nas placas, inferiu-se que houve diferença significativa entre os valores da propriedade de deflexão entre os grupos ($p = 0,002$) (Figura 4).

Dos resultados nos ensaios mecânicos de torção, utilizando como a variável o espaço entre as placas, inferiu-se que houve diferenças significativas entre os valores da propriedade de deflexão entre os subgrupos ($p < 0,001$) (Figura 5).

1.2. Rigidez torcional

Dos resultados nos ensaios mecânicos de torção, tendo como a variável o número de furos das placas, inferiu-se que houve diferença significativa nos valores da propriedade de rigidez entre os grupos ($p = 0,002$) (Figura 6).

E quando utilizamos como a variável o espaço entre as placas, foi inferido que houve diferença significativa entre os valores da propriedade de rigidez entre os subgrupos ($p < 0,001$) (Figura 7).

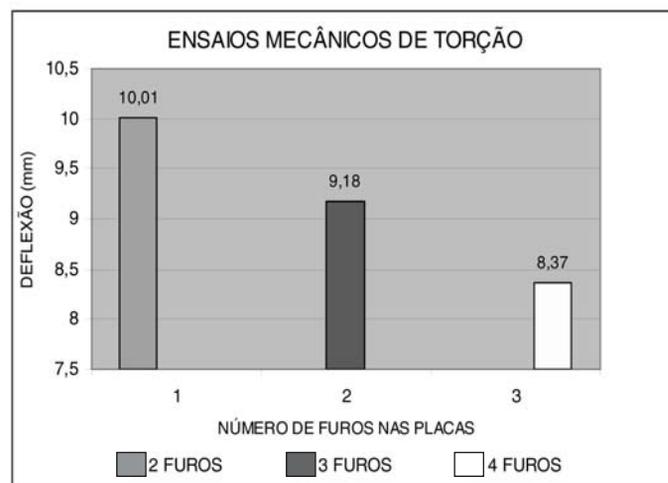


Figura 4 - Médias das deflexões dos grupos experimentais utilizando placas com 2, 3 e 4 furos.

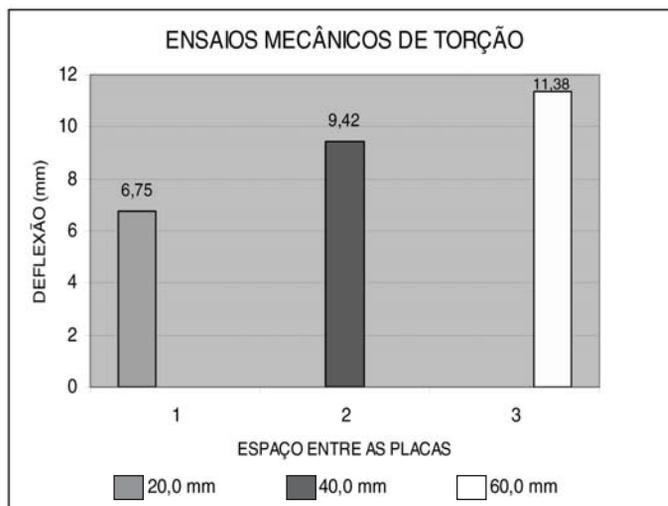


Figura 5 - Médias das deflexões dos subgrupos sendo a variável o espaço entre as placas.

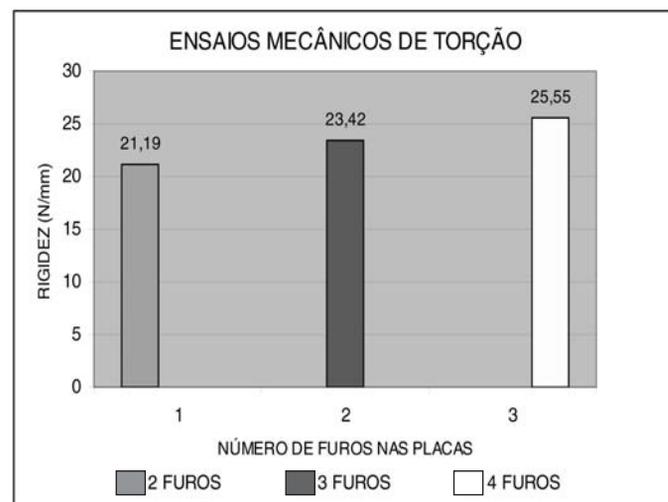


Figura 6 - Médias das rigidez torcional dos grupos experimentais.

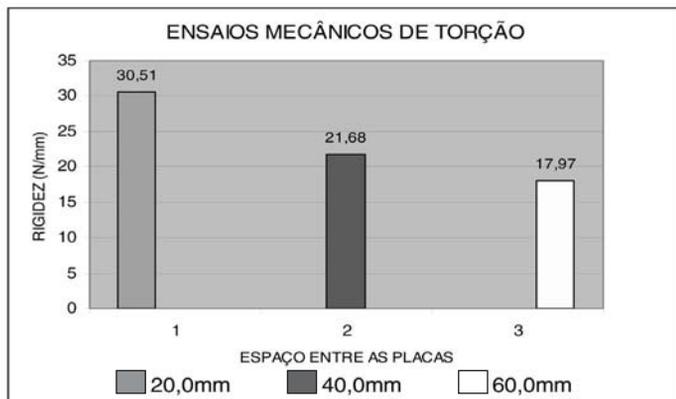


Figura 7 - Médias das rigidez torcional dos subgrupos.

2. Ensaio de Flexão

2.1. Deflexão para força aplicada de 50 N

Dos resultados nos ensaios mecânicos de flexão lateral sendo a variável o número de furos nas placas, pode se observar que houve diferença significativa entre os valores da propriedade de deflexão entre os grupos ($p < 0,001$), (Figura 8).

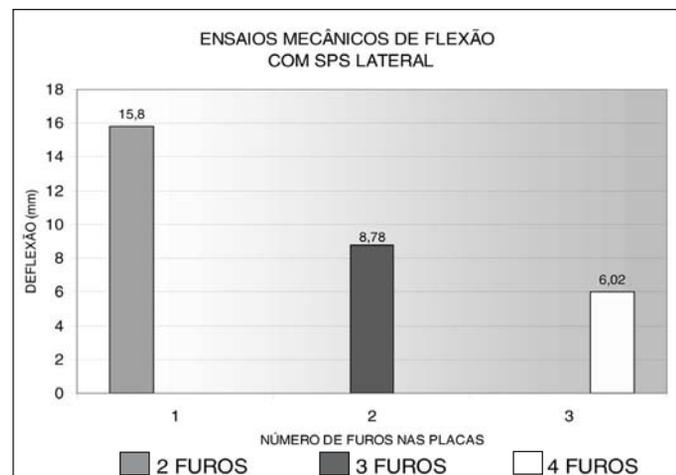


Figura 8 - Médias das deflexões dos grupos experimentais.

Dos resultados nos ensaios mecânicos de flexão e tendo como variável o espaço entre as placas, verifica-se, (Figura 9), que não houve diferença significativa entre os valores da propriedade de deflexão entre os subgrupos A, B e C ($p = 0,38$).

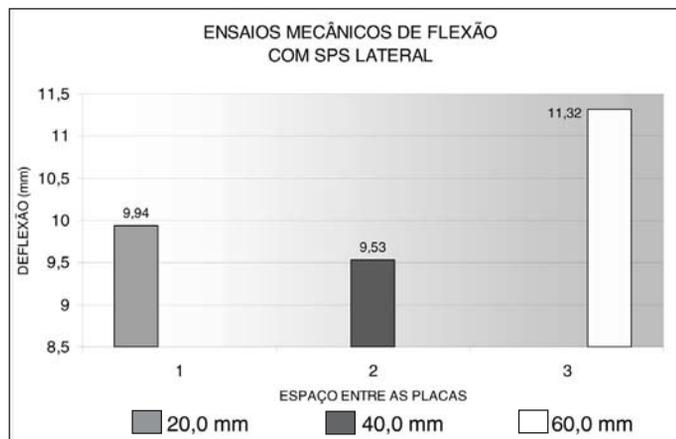


Figura 9 - Médias das deflexões

2.2. Rigidez flexural

Dos resultados nos ensaios mecânicos de flexão lateral tendo como variável o número de furos nas placas, pode-se inferir que houve diferença significativa entre os valores da propriedade mecânica de rigidez entre os grupos ($p < 0,001$) (Figura 10).

Dos resultados nos ensaios mecânicos de flexão lateral sendo a variável o espaço entre as placas, verificou-se que houve diferença significativa entre os valores da propriedade mecânica de rigidez entre os subgrupos ($p = 0,035$) (Figura 11).

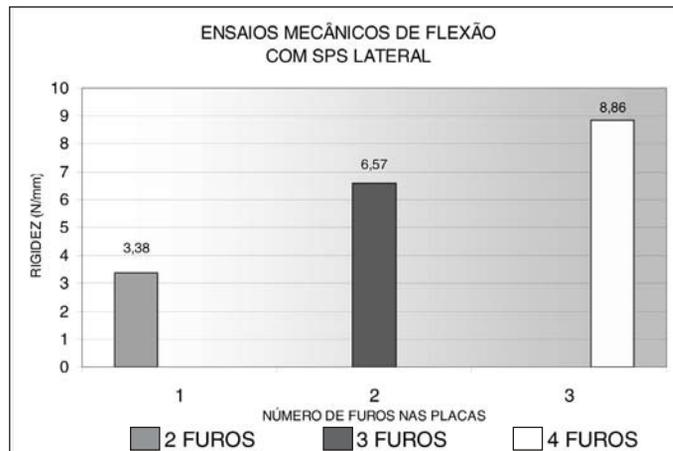


Figura 10 - Médias da rigidez flexural

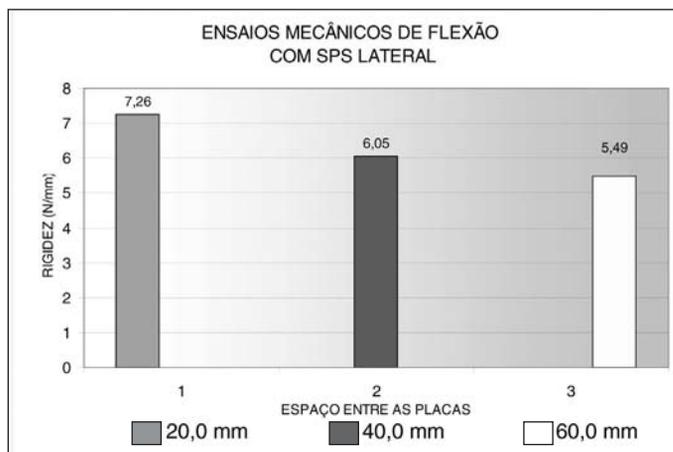


Figura 11 - Médias da rigidez dos grupos.

DISCUSSÃO

Os métodos de osteossíntese rígidos para o tratamento cirúrgico das fraturas são bem conhecidos e os mais utilizados são as placas rígidas, e a sua utilização por técnicas de aplicação mais biológicas tem mostrado melhores resultados⁽³⁾.

Os métodos de osteossíntese de estabilidade relativa são utilizados no tratamento cirúrgico das fraturas tendo em vista o comportamento mecânico de suas propriedades, uma vez visto que tendo uma menor rigidez permite movimentos dos fragmentos no foco de fratura estimulando a osteogênese o que tem levado a ocorrerem vários estudos experimentais comparativos entre as placas rígidas e as hastas intramedulares bloqueadas com estabilidade relativa⁽⁴⁻⁹⁾. Os sistemas de fixação externa podem ser utilizados como método de osteossíntese de estabilidade relativa e depende do tipo de montagem e dos acessórios utilizados para aumentar a sua estabilidade⁽⁹⁾. Na mesma linha de estudar sistemas com estabilidade relativa, há estudos experimentais biomecânicos comparativos entre a fixação rígida e a flexível⁽¹⁰⁾, informando uma melhor osteogênese no sistema de fixação flexível com compressão cíclica no foco de fratura, enquanto que no sistema de compressão

constante, observou sinais de reabsorção óssea no foco de fratura; estudos experimentais realizando a osteossíntese das fraturas do fêmur com haste de plástico⁽¹¹⁾ analisando a osteogênese; estudo experimental com uma fixação interna metálica e outra com placas de termoplástico que analisam e comparam os seus resultados⁽¹²⁾ concluindo que o sistema de osteossíntese de estabilidade relativa favorece a osteogênese mais biológica; estudo experimental com ensaios mecânicos de flexão-compressão utilizando cargas variáveis, em fêmures humanos osteotomizados e fixados com placas de diferente rigidez e variadas espessuras no seu projeto concluindo que a maior força é aplicada nos parafusos mais próximos ao foco da osteotomia e obtiveram a maior rigidez do sistema metálico que utilizou nos modelos com placas mais alta e mais uniforme no seu perfil⁽¹³⁾.

Neste estudo experimental, as forças adotadas foram as de flexão e torção por serem as mais solicitadas e mais críticas que envolvem o úmero humano nos planos, frontal e sagital. Nos ensaios mecânicos de flexão observamos que os valores da rigidez foi estatisticamente significativo maiores no grupo com placas com 4 parafusos e foi constatada a menor rigidez no grupo com placas com 2 parafusos. Quando variamos o espaço entre as placas, os modelos com espaço de 20,0 mm entre elas apresentaram valores de rigidez superiores aos dos demais modelos de outros grupos. Isso mostrou que o controle de espaço entre as placa é importante para a rigidez da montagem, quanto maior o espaço menor a rigidez do SPS®. Os resultados do estudo da deflexão, tendo como a variante o número de parafusos nas placas, foi maior no grupo com as placas com 2 parafusos, mas nos grupos com placas com 3 e 4 parafusos os valores se equivaleram. Quando foi utilizada a variação do espaço entre as placas, não foi observada uma diferença significativa nos valores da deflexão entre os grupos.

Nos ensaios mecânicos de torção determinamos que o SPS® ficaria na posição superior, quando o modelo estivesse encaixado nos acessórios da máquina de ensaios. Não discutimos outras posições para o SPS® neste tipo de ensaio mecânico, pois para os movimentos de torção isto seria irrelevante. Estudando os valores da rigidez observamos que para este tipo de ensaio o número de

parafusos utilizados nas montagens foi importante, verificamos que quanto maior a quantidade maior a rigidez observada. O grupo com placas com 4 parafusos apresentou os valores de rigidez significativamente menores aos do grupo com placas com 3 e 2 parafusos, sendo este último o de menor valor na rigidez. Quando utilizamos a variável de espaço entre as placas, observamos que o espaçamento também influenciou na rigidez da montagem, quanto menor o espaçamento maior a rigidez observada. O subgrupo com espaço de 20,0 mm entre as placas apresentou valores significativamente menores aos dos outros subgrupos, tendo o subgrupo com espaço de 60,0 mm entre as placas a menor rigidez. Já os valores da deflexão tiveram diferenças significativas entre os grupos quando a variável foi o número de parafusos nas placas. O grupo com placas com 4 parafusos apresentou os valores da deflexão significativamente menores aos dos outros grupos, tendo o grupo com placas com 2 parafusos os maiores valores. Quando utilizamos a variável de espaço entre as placas, verificamos que quanto maior o espaçamento maior a deflexão observada. Os valores da deflexão no subgrupo com espaço de 20,0 mm entre as placas foram significativamente menores aos dos outros subgrupos, tendo o subgrupo com espaço de 60,0 mm entre as placas o maior valor de deflexão. Portanto, observamos que para os ensaios mecânicos de torção a maior rigidez com menor deflexão foi observada em modelos com placas com 4 parafusos e espaço de 20,0 mm entre as placas, ou seja no grupo 3A.

CONCLUSÕES

1. A rigidez foi proporcional aos números de parafusos nas placas e aos espaços entre as placas. Quanto maior o número de parafusos nas placas e menor o espaço entre elas, maior foi a rigidez do sistema.
2. A deflexão foi proporcional aos números de parafusos nas placas a aos espaços entre as placas. Quanto maior o número de parafusos nas placas e menor o espaço entre elas, menor foi a deflexão deste sistema.
3. O grupo 3A, com o SPS® foi o que apresentou a maior rigidez e a menor deflexão nos ensaios mecânicos de torção e flexão.

REFERÊNCIAS

1. Danis R. Théorie et pratique de l'ostéosynthèse. Paris, Masson, 1949 apud Bagy GW. Compression bone-plating. Historical consideration. *J Bone Joint Surg Am.* 1977; 59:625-31.
2. Leunig M, Hertel R, Sieberrock KA, Ballmer FT, Mast JW, Ganz R. The evolution of indirect reduction techniques for the treatment of fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2000; (375): 7-14.
3. Perren SM. The concept of biological plating using the limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Injury.* 1991; 22(Suppl 1):1-41.
4. Gillet RL. Osteosynthese endomedullaire: élastique ou rigide?. *Acta Orthop Belg.* 1995; 61(Suppl 1):144-9.
5. Schandelmaier P, Krettek C, Tscherner H. Biomechanical study of nine different tibia locking nails. *J Orthop Trauma.* 1996; 10.1:37-44.
6. Radcliffe RM, Lopez MJ, Turner TA, Watkins JP, Radcliffe CH, Markel MD. An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of diaphyseal femur fractures in immature horses. *Vet Surg.* 2001; 30:179-90.
7. Bernardé A, Diop A, Maurel N, Viguer E. An In vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Vet Surg.* 2001; 30:397-408.
8. Lopez MJ, Wilson DG, Trostle SS, Markel MD. In vitro biomechanical comparison of two interlocking-nail systems for fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. *Vet Surg.* 2001; 30:246-52.
9. Moro CA, Paccola CAJ, Paulin BP. Desenvolvimento de um fixador externo de flexibilidade variável. *Rev Bras Eng.* 1989; 6: 562-8.
10. Panjabi MM, White AA, Wolf JA Jr. A biomechanical comparison of flexible and rigid fracture fixation. In: Uthoff HK, Stahl E. editors. *Current concepts of internal fixation of fractures.* Berlin: Springer Verlag; 1980. p.324- 33.
11. Klopfer PJ, Tonino AJ. Internal fixation of femur fractures with elastic rods: an experimental study. In: Uthoff HK, Stahl E. editors. *Current concepts of internal fixation of fractures.* Berlin: Springer Verlag; 1980; p. 416- 22.
12. Brown SA, Merrit K, Mayor MB. Internal fixation with metal and thermoplastic plates. In: Uthoff, HK, Stahl E. editors. *Current concepts of internal fixation of fractures.* Berlin: Springer Verlag; 1980. p. 334-41.
13. Xin-xiang X, Xin Z, Jian-guo L, Jing-bo W, De-Guang S, Shao-Xuan L. Stress analyses after femoral shaft osteotomy fixed by various plates with different rigidities in simulation test. *Chin Med J (Engl).* 1993; 106:127-31.