



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Ulian, Vilson; Mazzer, Nilton; Barbieri, Cláudio Henrique; Moro, Carlos Alberto; Oliveira, Luiz Antonio
Alcântara de

Estabilização primária da diáfise umeral: estudo experimental de diferentes métodos de osteossíntese

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 16, núm. 1, 2008, pp. 8-12

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713424001>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto



ARTIGO ORIGINAL

ESTABILIZAÇÃO PRIMÁRIA DA DIÁFISE UMERAL: ESTUDO EXPERIMENTAL DE DIFERENTES MÉTODOS DE OSTEOSÍNTESE

PRIMARY STABILIZATION OF HUMERAL SHAFT FRACTURES: AN EXPERIMENTAL STUDY OF DIFFERENT OSTEOSYNTHESIS METHODS

VILSON ULIAN¹, NILTON MAZZER², CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI³, CARLOS ALBERTO MORO⁴, LUIZ ANTONIO ALCÂNTARA LIMA⁵

RESUMO

Objetivo: Estudo experimental idealizado com o objetivo de se avaliar a estabilização primária das fraturas da diáfise umeral com três diferentes métodos de osteossíntese, representados por uma placa tipo DCP aplicada com técnica em ponte, uma síntese incomum, denominada SPS®, ainda sem similar na literatura, aplicada pela técnica em ponte, e um terceiro método constituído de uma haste intramedular com um método de bloqueio também incomum proporcionado por um parafuso cortical distalmente e por um fio do tipo Ender proximalmente. **Material e método:** Vinte e um pares de úmeros humanos foram divididos em três grupos, utilizando-se um tipo de material para cada grupo, os quais foram submetidos a osteotomias, aos procedimentos de fixação e a ensaios não destrutivos de flexo-compressão e de torção, com limites de carga de 200N e de 100N, respectivamente e, num mecanismo de "crossing", foram submetidos secundariamente a novos ensaios de torção e de flexo-compressão, amparados por análise estatística. **Resultados:** O grupo da placa DCP em ponte mostrou boa resistência às cargas aplicadas, o que também ocorreu no grupo do SPS®, que apesar de mostrar maiores índices de deflexão, apresentou grande capacidade elástica. O grupo da haste intramedular mostrou bons resultados nos ensaios de flexo-compressão, devido ao seu mecanismo de tutor, mas não demonstrou resistência às cargas de torção.

Descritores: Fixação interna de fraturas; Fraturas do úmero; Placas ósseas; Biomecânica.

Citação: Ulian V, Mazzer N, Barbieri CH, Moro CA, Oliveira LAA. Estabilização primária da diáfise umeral: estudo experimental de diferentes métodos de osteossíntese. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2008; 16(1):08-12. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

Os tratamentos cirúrgicos apresentaram notável evolução desde que, em 1917, Høglund⁽¹⁾ descreveu o método de transplante ósseo autólogo realizando fixação intramedular em uma fratura de fêmur através de emprego de enxerto ósseo retirado do próprio fêmur. Hey Groves, em 1919 relatou a utilização de um tubo axial para fixação intramedular de fratura subtrocanterica do fêmur. Küntscher⁽²⁾, durante a Segunda Guerra Mundial utilizou hastes intramedulares para fixação de fraturas diafisárias de fêmur. Hackethal⁽³⁾ desenvolveu técnica de fixação intramedular do úmero com múltiplos fios. Porém, devido ao fraco desempenho das hastes intramedulares, que não proporcionavam estabiliza-

SUMMARY

Objective: The purpose of this study was to evaluate the primary stabilization of humeral shaft fractures using three different methods of fixation, represented by a DCP type as a bridge plate, an uncommon synthesis material named SPS®, not previously described in literature as a bridge plate, and a third type of material consisting of an intramedullary nail, with an uncommon locking mechanism provided by a distal cortical screw and a proximal Ender wire. **Material and Method:** Twenty-one pairs of human humeri were divided into three groups, each using one type of material for fixation, the bones of which were osteotomized and submitted to nondestructive flexion-compression and torsion assays up to 200 N and 100 N respectively. In a crossing mechanism, the groups were again submitted to other torsion and flexion-compression assays, supported by statistical analysis. **Results:** The bridge-DCP group showed good resistance to the applied forces, similar to the SPS® group, which, although presenting greater deflection, showed great elastic capacity. The intramedullary nail group showed good results in the flexion-compression assays, due to its tutor mechanism of the intramedullary nails, but not resistance to the torsion forces.

Keywords: Internal fracture fixation; Humeral fractures; Biomechanics.

Citation: Ulian V, Mazzer N, Barbieri CH, Moro CA, Oliveira LAA. Primary stabilization of humeral shaft fractures: an experimental study of different osteosynthesis methods. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2008; 16(1):08-12. Available at: <http://www.scielo.br/aob>.

ção rotacional, Müller⁽⁴⁾ desenvolveu outra técnica de fixação interna com placas e parafusos com o objetivo de estabilizar a fratura com fixação e compressão no foco de fratura. A melhor técnica ideal de fixação ainda permanece, tanto para o membro inferior como os do superior. Tanto a fixação intramedular com hastes como as com placas evoluíram em seus desenhos e montagens. As hastes bloqueadas, descritas por vários autores⁽⁵⁾ com bloqueio proximal e distal, e placas^(7,8) modificando os conceitos de placa rígida que deram lugar aos de fixação "biológica" com alinhamento sem estabilidade absoluta e promoverem

ção pelo estímulo à formação de calo ósseo, buscando-se também minimizar as lesões de partes moles⁽⁹⁾.

Com base neste novo conceito de fixação biológica, objetivou-se, neste trabalho, testar a estabilidade relativa de três diferentes tipos de osteossíntese em fraturas instáveis da diáfise umeral através de ensaios mecânicos de flexo-compressão e torção.

MATERIAL E MÉTODO

Foram estudados 21 pares de úmeros humanos coletados de cadáveres a fresco, respeitando-se a normalização bioética, com exigência prioritária e absoluta do Consentimento Livre e Esclarecido da doação, assinado pelos familiares ou responsáveis, e as normas de funcionamento do CEMEL - Centro de Medicina Legal da FMRP-USP para coleta de material humano, com a colaboração direta do setor de coleta de doação de córneas do Banco de Olhos da FMRP. Foi realizada a distribuição randomizada dos 21 pares de úmeros entre três grupos experimentais, numerados segundo a ordem natural da coleta dos ossos, obtendo-se a seguinte distribuição: Grupo I, pares de números 3, 4, 5, 12, 18, 20 e 21; grupo II, pares de números 2, 6, 8, 11, 13, 14 e 19; grupo III, pares de números 1, 7, 9, 10, 15, 16 e 17. Todos os espécimes foram submetidos a estudo radiográfico prévio para se detectar alterações macroscópicas que pudessem interferir nos resultados.

A preparação dos espécimes foi realizada no laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, após descongelamento em temperatura ambiente. No grupo I usou-se placa DCP aplicada em ponte; no grupo II, o Sistema Pengo de Síntese - SPS®; e no grupo III, haste intramedular bloqueada. Cada osso foi osteotomizado no terço médio a uma distância de 10 a 12 cm do bordo proximal da fossa olecraneana, em ângulo reto com o eixo longo do osso, com ressecção de segmento de 8 mm nos grupos da placa DCP em ponte e do sistema SPS®, com o objetivo de provocar uma falha na ponte e do sistema SPS®, com o objetivo de provocar uma falha com o máximo de instabilidade. No grupo da haste intramedular não foi realizada a ressecção segmentar. Todos os grupos foram submetidos aos testes de flexo-compressão e torção com carga máxima de 200N e 100N respectivamente.

No grupo I padronizou-se o uso de placas de 12 orifícios, fixadas com três parafusos consecutivos (seis corticais) em cada extremidade, mantendo-se a falha segmentar de 8 mm (Figura 1).

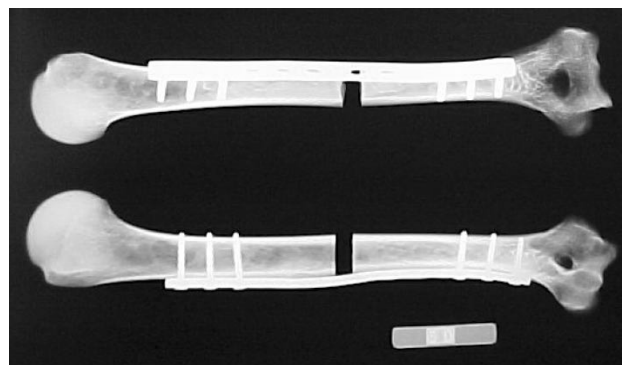


Figura 1 - Radiografia da montagem da placa DCP em ponte

No grupo II padronizou-se o uso de duas placas de três orifícios para instalação proximal e distal em montagem sobre haste em U de comprimento variável conforme o comprimento dos espécimes, mantendo-se a falha segmentar de 8 mm (Figuras 2, 3A e 3B).

No grupo III padronizou-se o uso de haste intramedular de 7 mm de diâmetro, de inserção retrógrada a 1 cm acima do bordo da

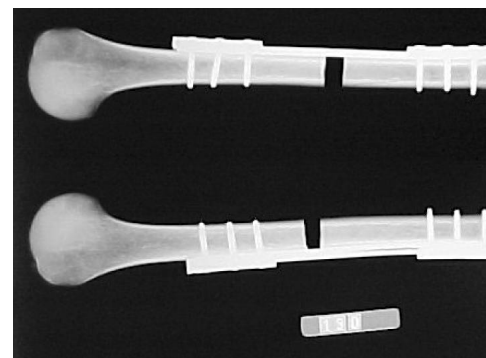


Figura 2 - Radiografia da montagem do SPS®.

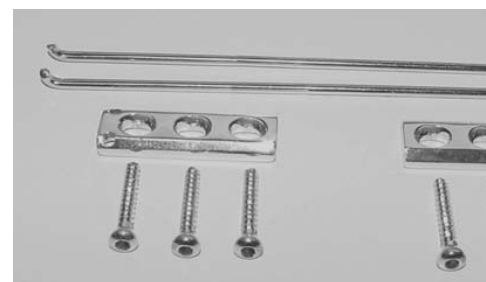


Figura 3A - Material de síntese óssea SPS®.



Figura 3B - Material de síntese óssea SPS®, aplicado ao espécime.

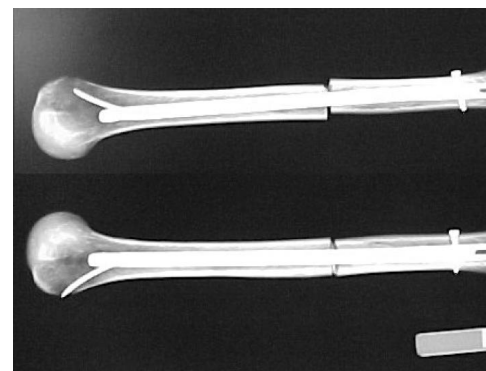
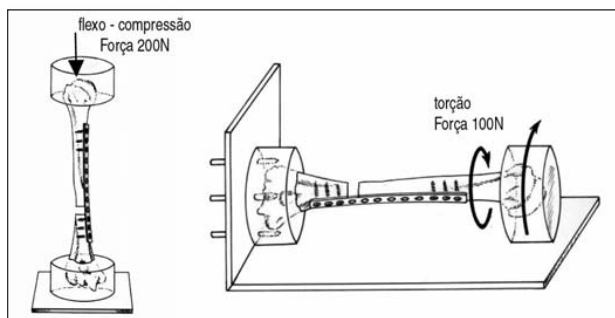


Figura 4 - Radiografia da montagem da haste intramedular.

Após a fixação, todos os espécimes foram radiografados para identificação de possíveis falhas e visualização do posicionamento dos implantes.

nados de experimentação primária. Através de um mecanismo de “crossing”, os experimentos foram invertidos em uma segunda etapa e denominados experimentação secundária. O mecanismo de “crossing” consiste na utilização de dois tipos de teste em um mesmo espécime com o objetivo de aumentar o número de testes realizados no trabalho, aumentando, assim, o “n” do experimento, já que esses experimentos são do tipo não destrutivo, sendo essa experimentação secundária validada através da análise estatística (Kruskal-Wallis). Para os ensaios de flexo-compressão, foi adotada carga máxima de 200N e limite de deflexão de 5 mm. Para os ensaios de torção, foi adotada carga máxima de 100N, torque de 2 Nm e limite de deflexão de 30°.

Para a realização dos ensaios os modelos foram fixados nas extremidades através de inclusão com polimetilmetacrilato (PMMA), possibilitando aplicação de força excêntrica anteromedial, a 3 cm do centro axial flexo-compressão, e aplicação de força rotacional de 2 Nm nos ensaios de torção (Figura 5).



Figuras 5 - Ensaios mecânicos de flexo-compressão e torção.

A avaliação dos valores médios de Força e Deflexão entre os três grupos foi realizada através do teste de Kruskal-Wallis. Os testes foram realizados com o auxílio do software SPSS® (Statistical Package for Social Sciences), versão 10.0, sendo considerados como estatisticamente significantes os valores bicaudais de p inferiores a 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Nos ensaios biomecânicos de flexo-compressão, em que as montagens foram submetidas a forças de até cerca de 200N, o grupo da placa DCP em ponte apresentou deflexões que variaram de 0,15588 mm a 0,4457 mm no experimento primário, e de 0,21914 mm a 0,34688 mm no experimento secundário. O grupo do SPS® apresentou deflexões que variaram de 0,45813 mm a 1,8082 mm no experimento primário, e de 0,27032 mm a 0,56801 mm no experimento secundário. O grupo da haste intramedular apresentou deflexões que variaram de 0,29708 mm a 0,56283 mm no experimento primário e 0,24538 mm a 0,66605 mm no experimento secundário.

Nos ensaios biomecânicos de torção, em que as montagens foram submetidas a forças de até cerca de 100N e torque de 2Nm, o grupo da placa DCP em ponte apresentou deflexões que variaram de 7,1904 mm a 8,5592 mm no experimento primário, e de 4,9192 mm a 8,2074 mm no experimento secundário. O grupo do SPS® apresentou deflexões que variaram de 13,298 mm a 26,206 mm no experimento primário, e de 22,035 mm a 26,280 mm no experimento secundário. O grupo da haste intramedular apresentou deflexões que variaram entre 9,6932 mm a 26,187 mm no experimento primário e de 26,104 mm a 26,215 mm no experimento secundário.

pelos três grupos mostrou capacidades e características de resistência, onde a maior estabilidade foi obtida pela placa DCP em ponte ($p = 0,30$) (Tabela 1). Devido à técnica de manutenção de uma falha óssea segmentar da haste intramedular, realizou-se apenas a osteotomia do-se o contato entre as extremidades dos fragmentos. Isto permitiu uma maior resistência da montagem, já que o grupo tivesse uma boa resistência às cargas de flexo-compressão e que mostrasse menor deflexão de resistência superior à montagem da síntese SPS®, elástica) (Gráficos 1 e 2).

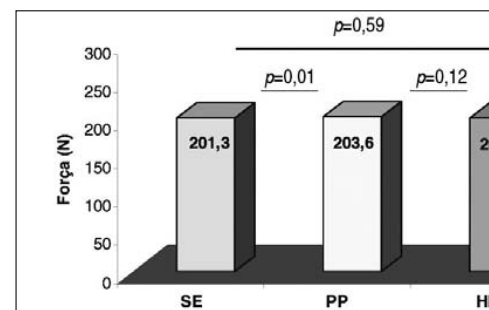


Gráfico 1 - Resultado da força aplicada no teste de Flexo-compressão para cada grupo

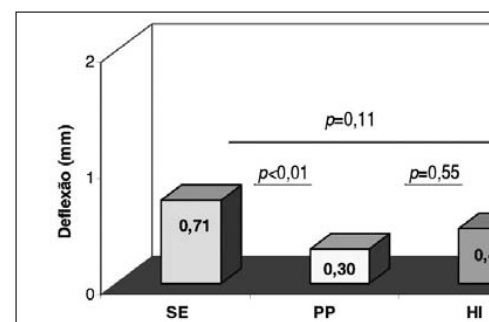
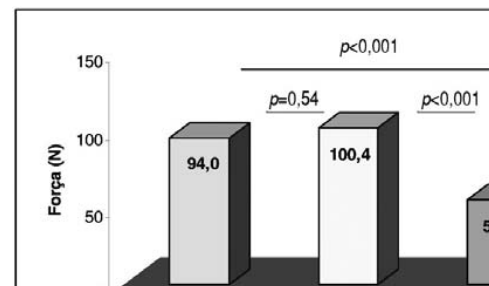


Gráfico 2 - Resultado da deflexão sofrida na Flexo-compressão para cada grupo

Com relação aos experimentos com carga em torção, os valores de carga atingidos não foram estatisticamente significantes entre os grupos da placa DCP em ponte (SE) (variação de $p = 0,54$), mas foram estatisticamente significantes entre os grupos da haste intramedular (HI) (variação de $p = 0,001$) (Gráfico 3; Tabela 1).

Os valores obtidos para as deflexões foram estatisticamente significantes entre o grupo da placa DCP em ponte (SE) e haste intramedular ($p = 0,99$) (Gráfico 4).



Procedimento	Grupo		
	SE (n= 14)	PP (n= 13)	HI (n= 13)
Flexo-compressão			
Força	201,3 ± 1,3 (200,8)	203,6 ± 2,4 (203,6)	202,1 ± 2,0 (201,5)
Deflexão	0,71 ± 0,48 (0,51)	0,30 ± 0,07 (0,29)	0,47 ± 0,14 (0,47)
Torção			
Força	94,0 ± 9,0 (99,2)	100,4 ± 0,2 (100,4)	54,5 ± 26,4 (48,1)
Deflexão	23,8 ± 3,6 (25,3)	7,7 ± 1,0 (7,9)	23,7 ± 5,2 (26,1)

Dados expressos como média ± dp e (mediana).

Tabela 1. Medidas de Força e Deflexão dos três grupos estudados de acordo com o tipo de procedimento.

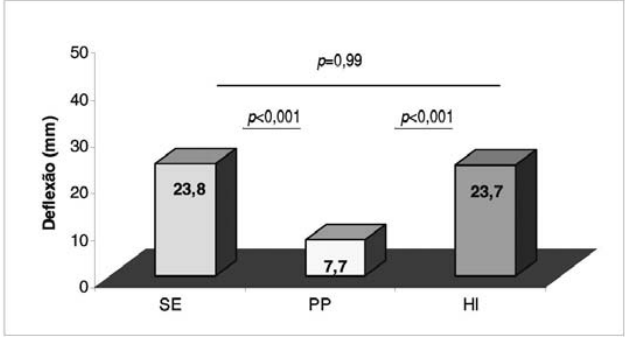


Gráfico 4 - Resultado da deflexão sofrida no Teste de Torção em cada grupo.

DISCUSSÃO

As fixações internas têm evoluído de prioridades mecânicas para biológicas. Uma fixação flexível deve estimular a formação do calo ósseo⁽¹⁰⁾ enquanto que uma redução indireta e menos precisa da fratura pode reduzir o trauma operatório, método de tratamento este descrito como “fixação interna biológica”⁽¹¹⁾. A reconstrução precisa e a estabilização absoluta da fixação que eram consideradas condições essenciais para o sucesso do tratamento^(12,13) estão evoluindo para novos conceitos de estabilização com mínimos danos biológicos^(9,14), com reduções indiretas e menos precisas^(8,15), e desenvolvimento de implantes que reduzem o contato com o osso, como a placa em ponte^(16,17), fixadores internos⁽¹⁸⁾ e inovações técnicas como porcas que bloqueiam parafusos⁽¹⁹⁾. No presente trabalho utilizaram-se três técnicas de fixação consideradas biológicas visando mínimos descolamentos de tecidos moles. A observação de estudos experimentais mostrou grande variação dos valores das cargas aplicadas nos ensaios mecânicos, na maioria das vezes do tipo destrutivo e com objetivo de determinação de valores máximos. Neste trabalho idealizou-se um ensaio mecânico do tipo não destrutivo utilizando valores comprovadamente superiores ao necessário para a realização dos movimentos básicos do segmento umeral.

As cargas utilizadas foram baseadas nos trabalhos de Poppen e Walker⁽²⁰⁾. Os valores aproximados das forças de flexo-compressão exercidas sobre o úmero no local da osteotomia em um indivíduo de 1,70 m de estatura e de peso corporal de 80 kg é de cerca de 52N, porém por medida de segurança foram utilizadas cargas de até 200N nesse ensaio. Da mesma forma, nos ensaios de torção

segmentares expressos como porcentagem, de Drillis e Contini, conforme relato de Winter⁽²¹⁾.

Dos três grupos de sete pares de úmeros constituídos para o trabalho experimental, dois deles foram formados com placas tipo DCP empregadas em forma de ponte, de um lado com uma haste intramedular, e por uma placa em ponte de SPS®, e um outro grupo foi representado por uma placa já utilizada na prática clínica.

Os sete pares de úmeros do primeiro grupo foram fixados com placas tipo DCP empregadas em forma de ponte, de um lado com uma haste intramedular, e por uma placa em ponte de SPS®, e um outro grupo foi representado por uma placa já utilizada na prática clínica.

No segundo grupo, os sete pares de úmeros foram fixados com um material denominado SPS® empregado de forma de ponte, de um lado com uma haste intramedular, e por uma placa em ponte de SPS®, e um outro grupo foi representado por uma placa já utilizada na prática clínica.

Quando analisados isoladamente, observou-se que os três grupos apresentava um comportamento homogêneo em relação aos espécimes. Na observação dos ensaios de flexo-compressão, os grupos, ficou evidente uma maior rigidez da montagem tipo DCP em ponte. As placas DCP aplicadas em ponte, de um lado com uma haste intramedular, e por uma placa em ponte de SPS®, e um outro grupo foi representado por uma placa já utilizada na prática clínica.

O grupo das hastes intramedulares mostrou um comportamento homogêneo e com boa resistência no ensaio de flexo-compressão. O mecanismo de ação como tutor proporcionando estabilidade intramedular justifica este comportamento do grupo, sendo uma haste não fresada, ela preenche grande parte do canal medular, proporcionando uma boa resistência



da osteotomia neste grupo também contribuiu para o bom desempenho neste ensaio.

No ensaio de flexo-compressão, observou-se que o grupo do SPS® apresentou uma elasticidade maior da montagem devido a sua arquitetura, já que após o término do carregamento das forças aplicadas, a montagem voltava visualmente à sua posição original, fato este que não ocorreu com o grupo das hastes intramedulares que não possuem esta capacidade elástica. Observou-se que apesar de ter havido relevância estatística da variante deflexão para o grupo do SPS®, esta não se traduz em relevância clínica.

Os ensaios de torção evidenciaram a rigidez da montagem da placa DCP em ponte e manifestaram também as características de elasticidade da placa do SPS®, em que a deflexão apresentada ao carregamento tende a retornar à posição original após o término do mesmo (Gráfico 4). A rigidez da montagem apresentada pelas hastes intramedulares quando submetidas a forças de torção estão diretamente relacionadas às suas formas de travamento ou bloqueio. Trabalhos experimentais^(26,28) como o deste estudo, têm sido realizados com o objetivo de verificar a estabilização conferida por diferentes formas de bloqueio das hastes, visando seu aperfeiçoamento.

Este estudo experimental mostrou que o grupo das hastes intramedulares evidenciou dificuldade deste implante em suportar cargas de rotação. Isto é observado também na literatura onde a revisão mostra que mesmo as melhores formas de bloqueio das hastes intramedulares como as proporcionadas pelas hastes de Russell-Taylor, UHN^(29,30) e Polarus⁽²⁷⁾ ainda apresentam dificuldades de bloqueio para as forças rotacionais. Apresentam ainda restrições quanto às dificuldades técnicas e riscos cirúrgicos quando do bloqueio proximal.

No grupo experimental da haste intramedular, o bloqueio é efetuado distalmente por um parafuso e proximalmente por um fio tipo Ender, porém este não mostrou capacidade de suportar as cargas rotacionais. A técnica preconiza que o fio tipo Ender seja direcionado a ocupar a região do troquíter ou da cabeça umeral, mas não houve evidência que o osso esponjoso dessas regiões tenha resistência para suportar as forças transferidas ao fio do tipo Ender durante o carregamento em rotação. Uma maior capacidade de fixação poderia ser obtida se o fio pudesse ser fixado no osso cortical. Isso não é

possível na região da cabeça ou do troquíter umeral devido aos danos sobre a cartilagem articular ou ao manguito rotador. Sugerem-se modificações no *design* da haste, com o uso de um orifício de saída do fio tipo Ender para uma localização mais distal à extremidade proximal da haste e que pudesse aderir à região do colo umeral, permitindo a transfixação dessa região pelo fio e assim, conferir melhor o bloqueio e o travamento.

O grupo experimental do SPS® apresentou características de elasticidade, não sendo encontrada similaridade com a placa DCP. Apresenta, ainda, menor quantidade de material implantado, e restrita área de contato ósseo permitindo a manipulação dos tecidos moles, sem que haja perda de resistência quando comparada à placa DCP em ponte. As tendências modernas à “fixação biológica” são a utilização de placas em ponte, tanto na placa tipo SPS®, onde a abordagem por dois acessos cirúrgicos minimamente invasivos, acarretam menor lesão dos tecidos moles e prejuízo vascular de partes moles e ósseas.

CONCLUSÕES

1. As placas tipo DCP em ponte apresentaram boa resistência a cargas nos ensaios de flexo-compressão e torção, apresentando maior grau de estabilização.
2. O Sistema Pengo de Síntese (SPS®) apresentou boa resistência aos ensaios mecânicos de flexo-compressão e de torção, com uma deflexão transitória e com retorno à posição original após cessada a carga, evidenciando sua capacidade de bloqueio.
3. O Sistema Pengo de Síntese evidenciou boa resistência a cargas em ponte, mostrando aplicabilidade de uso no úmero e no fêmur em ossos com carga necessita ainda de avaliação em ensaios de flexo-compressão.
4. As hastes intramedulares mostraram resistência a cargas de flexo-compressão somente nos experimentos com cargas de compressão sem falhas devido à manutenção do contato entre as hastes e ao mecanismo de tutor dado pelo preenchimento do canal medular, porém não apresentaram resistência às cargas de torção e rotação.

REFERÊNCIAS

1. Hoglund EJ. New method of applying autogenous intramedullary bone transplants and making autogenous bone-screws. Surg Gynecol Obstetrics. 1917; 24:243-6
2. Küntscher G. The Küntscher method of intramedullary fixation. J Bone Joint Surg Am. 1958; 40: 17-26.
3. Hackethal KH. Die bundel-nagelung. Berlin: Springer; 1961. p.134.
4. Müller ME. Treatment of non union by compression. Clin Orthop Relat Res. 1965; 43:83-9.
5. Seidel H. Humeral locking nail: a preliminary report. Orthopedics. 1989; 12:219-26.
6. Russell TA, Taylor JC, LaVelle DG, Beals NB, Brumfield DL, Deirham AG. Mechanical characterization of femoral interlocking intramedullary nailing systems. J Orthop Trauma. 1991; 5: 332-40.
7. Komer J, Diederichs G, Arzdorf M, Lill H, Josten C, Schneider E, et al. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. J Orthop Trauma. 2004; 18:286-93.
8. Yang XJ, Fei J, Wang ZG, Yu HJ, Sun J. Experimental study and clinical observation of minimum-contact plate in long bone fracture. Chin J Traumatol. 2005; 8:105-10.
9. Apivatthakakul T, Arpornchayanon O, Bavornratanavech S. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) of the humeral shaft fracture. Is it possible? A cadaveric study and preliminary report. Injury. 2005; 36:530-8.
10. Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg Br. 1985; 67:650-5.
11. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. J Bone Joint Surg Br. 2002; 84:1093-110.
12. Schatzker J, Tile M. Tratamento cirúrgico das fraturas: técnicas recomendadas pelo grupo AO. 2a. ed. Rio de Janeiro: Revinter; 2002.p.11-22.
13. Müller ME, Allgöwer M, Perren SM. Objetivos e princípios. In: Müller ME, Allgöwer M, Schneider, R, Willenegger H, editors. Manual de osteossíntese: Técnicas recomendadas pelos grupos AO/ASIF. 3a. ed. São Paulo: Manole; 1993. p. 1-117.
14. Rozbruch SR, Müller U, Gautier E, Ganz R. The evolution of femoral shaft plating technique.

17. Karnezis IA. Biomechanical considerations in “biological” femoral osteosynthesis: a mental study of the ‘bridging’ and ‘wave’ plating techniques. Arch Orthop Trauma Surg. 1990; 110:120-27.
18. Karnezis IA, Miles AW, Cunningham JL, Liermonth ID. ‘Biological’ locking long bone fractures: a biomechanical study of a ‘noncontact’ plate. J Orthop Trauma. 1998; 12:689-95.
19. Kolodziej P, Lee FS, Patel A, Kassab SS, Shen KL, Yang KH, et al. Biomechanical study of the Schuhl nut. Clin Orthop Relat Res. 1998; 347:79-85.
20. Poppen NK, Walker PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction and flexion. J Bone Joint Surg Am. 1978; 60:165-70.
21. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: an introduction. Interscientia; 1990. p. 51-74.
22. Livani B, Belanger WD. Bridging plate osteosynthesis of humeral shaft fractures. J Orthop Trauma. 2004; 35:587-95.
23. Chen AL, Joseph TN, Wolinsky PR, Tejwani NC, Kummer FJ, Egol, K. A biomechanical study of comminuted humeral shaft fractures: locked intramedullary nailing versus locking compression plates. J Orthop Trauma. 2002; 16:733-7.
24. Rubel IF, Kloen P, Campbell D, Schwartz M, Liew A, Myers E, et al. A biomechanical study of internal fixation of humeral nonunions. A biomechanical and clinical study. J Bone Joint Surg Am. 2002; 84:1315-22.
25. Ring D, Jupiter JB. Wave plate osteosynthesis in the upper extremity. J Bone Joint Surg Am. 1997; 79:168-74.
26. Schandelmaier P, Krettek C, Tschernke H. Biomechanical study of nailing of humeral shaft fractures. J Orthop Trauma. 1996; 10:37-44.
27. Molster A, Gjerdet NR, Strand RM, Hole RM, Hove LM. Intramedullary nailing of humeral shaft fractures. Mechanical behavior in vitro after osteosynthesis with three different locking nails. Arch Orthop Trauma Surg. 2001; 121:554-6.
28. Bankston AB, Keating ME, Saha S. The biomechanical evaluation of locking intramedullary nails for distal femoral shaft fractures. Clin Orthop Relat Res. 1992; 276:277-84.