



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicasociedade@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e

Traumatologia

Brasil

DA GRAÇA, ELPÍDIO; OKUBO, RODRIGO; SHIMANO, ANTÔNIO CARLOS; MAZZER, NILTON;
BARBIERI, CLÁUDIO HENRIQUE

BIOMECÂNICA DE QUATRO TÉCNICAS DE FIXAÇÃO DA FRATURA EM QUATRO PARTES DA
CABEÇA UMERAL

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 21, núm. 1, 2013, pp. 34-39

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65725695007>

- ▶ 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

BIOMECÂNICA DE QUATRO TÉCNICAS DE FIXAÇÃO DA FRATURA EM QUATRO PARTES DA CABEÇA UMERAL

BIOMECHANICS OF FOUR TECHNIQUES FOR FIXATION OF THE FOUR-PART HUMERAL HEAD FRACTURE

ELPÍDIO DA GRAÇA¹, RODRIGO OKUBO¹, ANTÔNIO CARLOS SHIMANO¹, NILTON MAZZER¹, CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI¹

RESUMO

Objetivo: Realizar um estudo biomecânico de quatro técnicas de fixação das fraturas em quatro partes da cabeça humeral. Métodos: A fratura foi reproduzida em 40 úmeros plásticos, divididos em grupos de dez conforme a técnica de fixação, cada uma das empregando diferentes recursos de fixação, em configurações distintas. Os modelos umerais foram montados em uma escápula de alumínio, com tiras de couro mimetizando os tendões do capuz rotador, e submetidos a ensaios de encurvamento e de torção em uma máquina universal de ensaios, usando a rigidez relativa como parâmetro de avaliação. Montagens com o úmero intacto foram analisadas para comparação. Resultados: O comportamento biomecânico das técnicas de fixação variou dentro de uma ampla faixa, as montagens incluindo a placa DCP e os parafusos de 4,5mm de diâmetro sendo significantemente mais rígidos do que as montagens com os fios de Kirschner e os parafusos 3,5 mm de diâmetro. Conclusão: As quatro técnicas foram capazes de suportar cargas compatíveis com a demanda fisiológica, mas aquelas com a maior rigidez relativa devem ser as preferidas para finalidades clínicas. **Trabalho experimental.**

Descritores: Fraturas do ombro. Fixação interna de fraturas. Biomecânica.

Citação: Graça E, Okubo R, Shimano AC, Mazzer N, Barbieri CH. Biomecânica de quatro técnicas de fixação da fratura em quatro partes da cabeça humeral. Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(1):34-9. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

ABSTRACT

*Objective: To carry out a biomechanical study of four techniques for fixation of four-part humeral head fractures. Methods: The fracture was reproduced in 40 plastic humeri, divided into groups of ten according to the fixation technique, each one employing different fixation resources, in different configurations. The humeral models were mounted on an aluminum scapula, with leather straps simulating the rotator cuff tendons, and submitted to bending and torsion tests in a universal testing machine, using relative stiffness as an evaluation parameter. Assemblies with intact humeri were analyzed for comparison. Results: The biomechanical behavior of the fixation techniques varied within a wide range, where the assemblies including the DCP plate and the 4.5mm diameter screws were significantly more rigid than the assemblies with the Kirschner wires and the 3.5mm diameter screws. Conclusion: The four fixation techniques were able to bear loads compatible with the physiological demand, but those with higher relative stiffness should be preferred for clinical application. **Laboratory investigation.***

Keywords: Shoulder fractures. Fracture fixation, internal. Biomechanics.

Citation: Graça E, Okubo R, Shimano AC, Mazzer N, Barbieri CH. Biomechanics of four techniques for fixation of the four-part humeral head fracture. Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(1):34-9. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

Acidentes de alta energia têm aumentado nas últimas décadas, resultando em maior incidência de fraturas e fraturas-luxação graves, incluindo as que afetam a extremidade proximal do úmero em pacientes jovens e de meia idade, com grande potencial de sequelas funcionais. Cerca de 80% das fraturas da extremidade proximal do úmero são do tipo duas-partes com desvio insignificante, a maioria das quais são estáveis e apropriadas para algum tipo de tratamento inocruento ou funcional. Os restantes 20% são fraturas em três ou quatro partes desviadas, frequentemente comprometendo o suprimento sanguíneo da cabeça humeral, com consequente

necrose.^{1,2} Fraturas em quatro partes podem se constituir em um problema desafiador, tanto em relação ao diagnóstico como ao tratamento. Problemas de diagnóstico podem ser resolvidos com a obtenção de uma tomografia computadorizada com reconstrução tridimensional, que mostra claramente o número e as dimensões dos fragmentos, ou com uma ressonância magnética, que demonstra se a cabeça humeral está avascular ou não. A despeito da introdução de novas opções e técnicas, o tratamento das fraturas em quatro partes ainda é controverso.³ Medidas conservadoras não são apropriadas para as fraturas desviadas, pois levam à consolidação viciosa dolorosa e instável ou à rigidez do ombro,

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

1. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – Ribeirão Preto, SP, Brasil.

Trabalho realizado no Laboratório de Bioengenharia, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – Ribeirão Preto, SP, Brasil.

Correspondência: Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. Campus Universitário 14049-900 Ribeirão Preto SP Brasil.

na maioria dos casos. Nos pacientes idosos com ossos osteoporóticos e estilo de vida sedentário, os resultados do tratamento incruento e do cruento são muito semelhantes, de forma que este último não deve ser rotineiramente indicado.⁴ Nos pacientes jovens ativos, com bom estoque ósseo, o tratamento cirúrgico é preferível, pois permite a instituição de medidas de reabilitação precoces e leva a melhores resultados funcionais.⁵

Técnicas de osteossíntese mínima têm sido desenvolvidas para as fraturas em quatro partes, de forma a evitar o dano das partes moles das exposições cirúrgicas extensivas, evitando também o comprometimento do suprimento sanguíneo de todo o osso.⁶ Resultados satisfatórios têm sido relatados com o uso de tais técnicas, particularmente concernente ao alívio da dor e à função. A necrose avascular da cabeça umeral é complicaçao frequente, independentemente do tipo de tratamento e da técnica de fixação, a maioria dos autores concordam que esta é uma condição frequentemente assintomática, não requerendo nenhuma medida cirúrgica posterior.^{1,6-8}

Fixação percutânea com pinos, suturas ósseas, bandas de tensão, fixação fragmento específica com parafusos, e vários tipos de placas (placas anguladas, bloqueadas e em T) estão entre as técnicas propostas para fraturas tão complexas, mas não há evidências consistentes sobre a melhor delas para pacientes ativos.^{1,5} De fato, a resistência mecânica das diferentes técnicas de fixação tem sido estudada, mas os resultados obtidos em diferentes estudos não autorizam o uso geral e irrestrito de tais técnicas em situações clínicas, considerando as diferentes metodologias empregadas em cada estudo.^{5,9,10} Assim, é a nossa opinião que a fixação mínima para as fraturas em quatro partes da extremidade proximal do úmero ainda é um tema controverso, concernente ao comportamento mecânico dos diferentes tipos de fixação, o que merece novos estudos.

No presente estudo, um novo modelo biomecânico, baseado em uma escápula de alumínio e em úmeros sintéticos, foi desenvolvido para permitir ensaios biomecânicos mais próximos da realidade. Os úmeros sintéticos foram fixados na escápula de alumínio por meio de tiras de couro correspondentes aos tendões do supraespinhal, do infraespinhal e do subescapular e à cápsula inferior, e quatro técnicas diferentes para a fixação mínima foram empregadas para solidarizar os fragmentos de uma fratura em quatro partes reproduzida nos úmeros sintéticos.

MATERIAL E MÉTODOS

O primeiro passo da investigação foi desenvolver um modelo próximo ao real da articulação do ombro. Uma escápula e úmeros de material plástico (Nacional Ossos®, Jaú, Brazil*), de uso corrente em exercícios de osteossíntese, foram utilizados. Vários moldes de argila foram confeccionados empregando a escápula plástica como modelo e depois empregados para produzir escápulas de alumínio, em uma fundição local. Após o acabamento e polimento, três orifícios de 4,5mm de diâmetro foram perfurados nas escápulas de alumínio, nas fossas supraespinhal, infraespinhal e subescapular e na face inferior da glenoíde, mais tarde empregados para a fixação de tiras de couro mimetizando os tendões do manguito rotador e a cápsula inferior. (Figura 1) Os úmeros sintéticos tinham sua porção distal removida, 23cm abaixo da cabeça umeral, para facilitar a fixação nos acessórios da máquina universal de ensaios, e fraturas em quatro partes foram preparadas por meio de osteotomias apropriadas no colo anatômico e no cirúrgico e ao longo da corredeira bicipital. (Figura 2) Tiras de 25mm de largura e de quatro comprimentos diferentes foram cortadas de uma pele de 1mm de espessura de couro bovino normalmente utilizado no revestimento de móveis.

*(www.ossos.com.br)

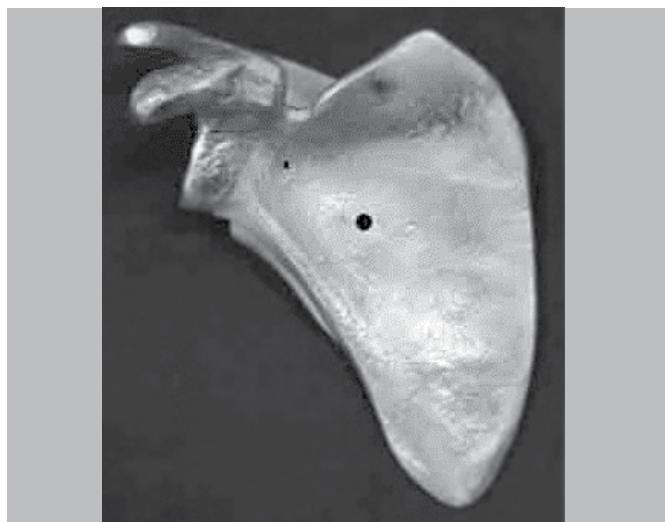


Figura 1. Face anterior da escápula de alumínio, mostrando o orifício para fixação das tiras de couro representando o tendão subescapular e o infraespinhal.

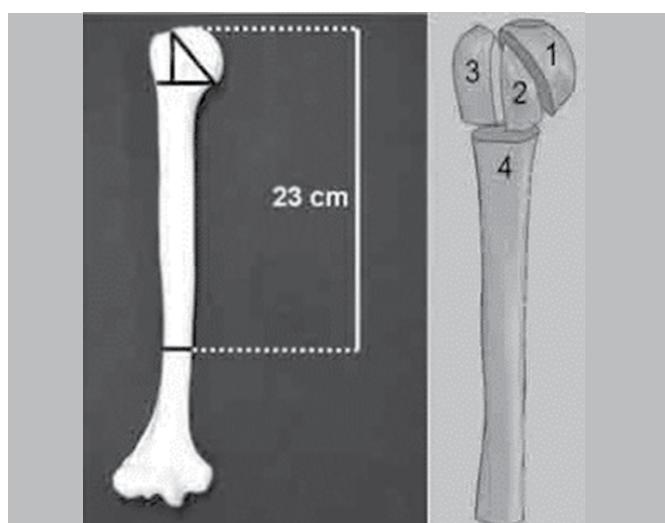


Figura 2. Diagrama representando a osteotomia para ressecção da extremidade distal do úmero (a) e os fragmentos da fratura em quatro partes (b): cúpula céfálica (1), tubérculo menor (2), tubérculo maior (3) e diáfise (4).

Dez tiras de 100mm de comprimento foram selecionadas ao acaso e avaliadas quanto à regularidade da espessura com um paquímetro de precisão e analisadas quanto ao comportamento mecânico até a ruptura com a máquina universal de ensaios (EMIC®, modelo DL10000, São José dos Pinhais/PR, Brasil**), conectada a um computador carregado com um programa específico (Tesc®, EMIC, São José dos Pinhais/PR, Brazil**) que permite a aquisição de dados referentes ao tempo, carga e deformação e automaticamente calcula as propriedades mecânicas do material, inclusive a carga e a deformação máximas, a rigidez relativa e a tenacidade. Observou-se que a espessura do couro era muito uniforme (~1mm), mas as propriedades mecânicas variaram dentro de um amplo espectro, embora sem diferenças significantes ($p>0.05$), o que tornava as tiras de couro adequadas para os propósitos da investigação. Tiras de 13cm de comprimento foram usadas para

**(www.universaltestingmachines.net)

mimetizar o tendão infraespinhal, de 10cm de comprimento, para os tendões supraespinhal e subescapular, e de 5cm de comprimento, para o recesso axilar. As tiras eram fixadas nos tubérculos maior e menor dos úmeros plásticos previamente preparados, com cola de éster de cianoacrilato de secagem espontânea, de forma a mimetizar as inserções correspondentes, como mencionado acima. A ponta oposta das tiras de couro era fixada na escápula de alumínio com parafusos e porcas, diretamente nos orifícios previamente perfurados, como mencionado acima.

As fraturas eram montadas segundo quatro técnicas diferentes de fixação, como se segue:

Grupo 1 (n=20): Úmeros intactos de controle.

Grupo 2 (n=20): Fixação com placa DCP 3,5mm de aço inoxidável oito orifícios (Synthes®, Synthes Brasil, Limeira, Brasil), combinada com duas suturas transósseas entre os tubérculos maior e menor com fio de poliéster trançado calibre 5. Dois parafusos 3,5mm de diâmetro e 40mm de comprimento eram introduzidos na cúpula cefálica (orifícios 1 e 2) e dois de 25mm de comprimento (orifícios 4 e 8) eram fixados no fragmento diafisário (Figura 3a).

Grupo 3 (n=20): Fixação com dois parafusos corticais de 4,5 mm de diâmetro e 50 e 55mm de comprimento, respectivamente, introduzidos desde o fragmento diafisário em direção à cúpula cefálica, combinados com duas suturas transósseas entre os tubérculos maior e menor e uma cerclagem em figura de oito entre as cabeças dos parafusos, embaixo, e a tira de couro mimetizando o tendão supraespinhal, encima, com fio de poliéster trançado calibre 5. (Figura 3b).

Grupo 4 (n=20): Fixação com dois fios de Kirschner de 2mm de diâmetro, introduzidos desde o fragmento diafisário em direção à cúpula cefálica, combinados com duas suturas interóssea entre os tubérculos maior e menor e uma cerclagem em oito entre os fios, embaixo, e a tira de couro mimetizando o tendão supraespinhal, encima, com fio de poliéster trançado calibre 5. (Figura 3c)

Grupo 5 (n=20): Fixação de ambos os tubérculos maior e menor na cúpula cefálica com dois (um para cada) parafusos de 3,5mm de diâmetro e 45mm de comprimento, combinados com três cerclagens em oito entre as tiras de couro mimetizando o supraespinhal, o infraespinhal e o subescapular, encima, e a cabeça de um parafuso com arruela introduzido no fragmento diafisário, embaixo, com fio de poliéster trançado calibre 5. (Figura 3d)

Um guia especial foi produzido para facilitar a introdução dos parafusos de 4,5mm de diâmetro e dos fios de Kirschner desde a face lateral do fragmento diafisário até a cúpula cefálica, nos Grupos 3 e 4, respectivamente. (Figura 4)

Ensaio de encurvamento e de torção foram realizados com a máquina universal de ensaios mencionada acima, utilizando dez montagens em cada ensaio para todos os grupos. Os ensaios de encurvamento foram planejados para simular uma abdução resistida do ombro e foram realizados com a escápula de alumínio fixada no acessório da base da máquina com o úmero em posição horizontal, a carga sendo aplicada verticalmente à diáfise umeral de cima para baixo a 200mm de distância do centro da cabeça. (Figura 5a) Uma pré-carga de 5N era aplicada por 30 segundos para acomodação do sistema e a carga real era aplicada em seguida à razão de 20mm/min até a falência, usualmente uma queda súbita do valor da carga aplicada. Cada montagem era ensaiada uma vez e a propriedade analisada era a rigidez relativa (N/mm). Um valor médio era calculado em cada grupo para as comparações. Os ensaios de torção foram planejados para simular a rotação interna resistida do ombro e também foram realizados com a escápula fixa ao acessório da base da máquina, mas com a diáfise umeral fixada a um acessório de rotação conectado à célula de carga por meio de uma corrente. (Figura 5b) Uma pré-carga de 30N foi aplicada por 30 segundos para acomodação do sistema e

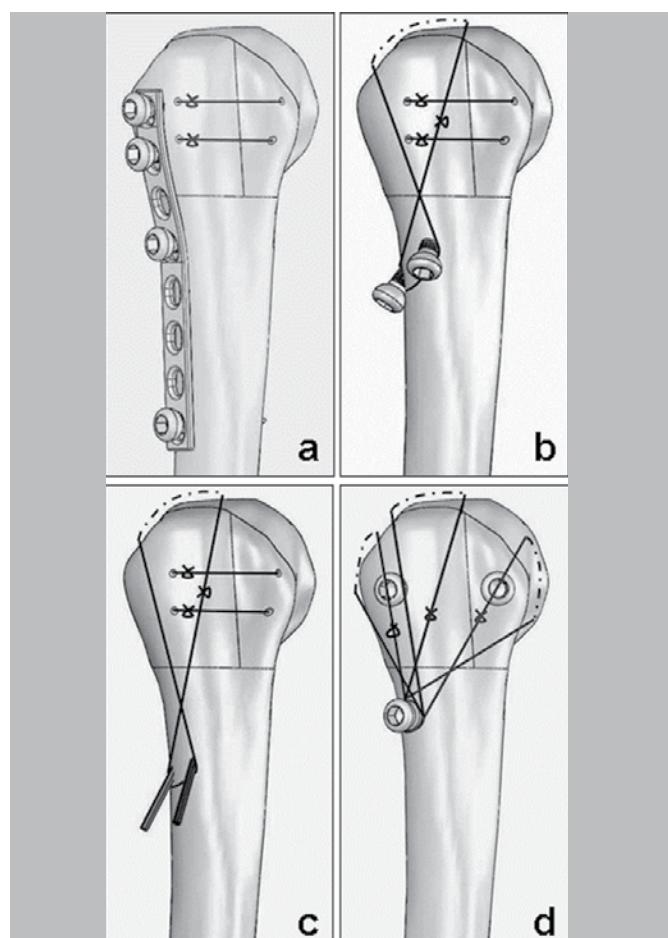


Figura 3. As quatro diferentes montagens para fixação da fratura em quatro partes: duas suturas transósseas entre o tubérculo maior e o menor e a placa DCP 3,5 mm com os parafusos proximais dirigidos para a cúpula cefálica (a); duas suturas transósseas entre o tubérculo maior e o menor, dois parafusos corticais de 4,5 mm em direção à cúpula cefálica e uma cerclagem em 8 ao redor do "supraespinhal" (b); duas suturas transósseas entre o tubérculo maior e o menor, dois fios de Kirschner dirigidos à cúpula cefálica e uma cerclagem ao redor do "supraespinhal" (c); e duas suturas transósseas entre o tubérculo maior e o menor, dois parafusos corticais de 3,5 mm em direção à cúpula cefálica e uma cerclagem para cada "tendão" (d).

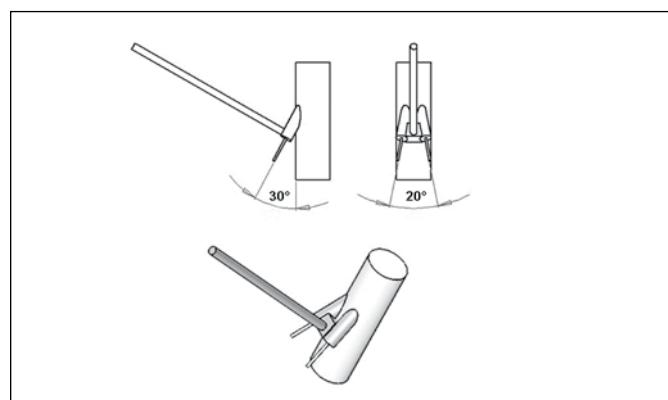


Figura 4. Detalhes do guia para inserção dos parafusos corticais de 4,5mm e dos fios de Kirschner.

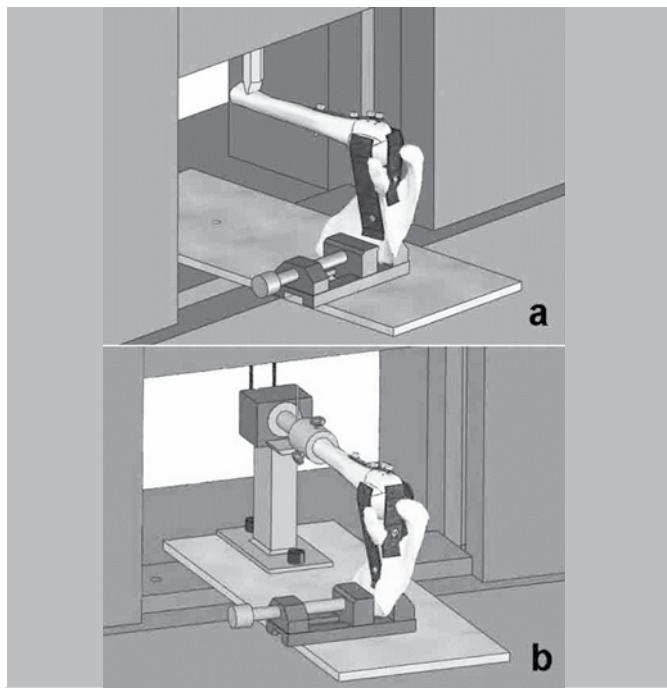


Figura 5. Montagens preparadas para o ensaio de encurvamento (a) e de torção (b). A escápula de alumínio está fixada no acessório com a diáfise umeral na posição horizontal, a carga sendo aplicada na sua extremidade oposta em ambos os casos.

a carga real foi aplicada continuamente à razão de 20mm/min até a falência, também uma súbita queda no valor da carga aplicada. A propriedade analisada foi a rigidez relativa de torção (Nº), um valor médio sendo calculado em cada grupo para comparações. A análise estatística foi realizada usando o programa *GraphPad Prism*® versão 5.0, para análise da normalidade dos dados. A análise da variância de uma via (ANOVA) e o pós-teste de Tukey foram usados para os dados paramétricos, enquanto que o teste de Kruskal-Wallis e o pós-teste de Dunn's foram usados para os dados não-paramétricos, ao nível de significância de 5% ($p<0.05$).

RESULTADOS

Achados gerais: tanto para os ensaios de encurvamento como de torção, a carga aumentou mais ou menos uniformemente durante a fase elástica, para entrar na fase plástica e rapidamente falhar, usualmente com uma queda súbita no valor da carga aplicada, para a maioria das montagens. A falência ocorreu no próprio local da fixação, nunca nas tiras de couro ou na sua juncção com a escápula ou o úmero, mas em quatro montagens do Grupo 3 a falência foi devida a uma fratura oblíqua correndo para dentro e para cima a partir dos orifícios de entrada do parafuso mais distal, provavelmente por causa da concentração de estresse neste local.

Propriedades mecânicas das montagens

Ensaio de encurvamento: a rigidez relativa foi de 1,23N/mm (variação: 0,89–1,86N/mm) no Grupo 1 (úmeros intactos), 1,12N/mm (variação: 0,59–1,65N/mm) no Grupo 2 (placa), 0,95N/mm (variação: 0,64–1,31N/mm) no Grupo 3 (parafusos corticais de 4,5mm+cerclagem), 0,51N/mm (variação: 0,31–0,68N/mm) no Grupo 4 (fios K+cerclagem), e 0,64N/mm (variação: 0,40–0,86N/mm) no Grupo 5 (parafusos corticais de 3,5mm+cerclagem). (Figura 6) As diferenças foram significantes ($p<0.05$) entre os Grupos 1x4; 1x5; 2x4; 2x5, mas não ($p>0.05$) entre os Grupos 1x2; 1x3; 2x3; 3x4; 3x5 e 4x5. (Figura 6)

Ensaios de torção

A rigidez relativa média foi de 8,11Nº (variação: 6,85–17,44Nº) no Grupo 1; 6,89Nº (variação: 4,38–9,43Nº) no Grupo 2; 9,79Nº (variação: 7,23–11,97Nº) no Grupo 3; 2,63Nº (variação: 2,1–3,12Nº) no Grupo 4; e 1,31Nº (variação: 0,6–2,49Nº) no Grupo 5 (Figura 7), com diferenças significantes ($p<0.05$) entre os Grupos 1x4; 1x5; 2x4; 2x5; 3x4 e 3x5, mas não ($p>0.05$) entre os Grupos 1x2; 1x3; 2x3 e 4x5. (Figura 7)

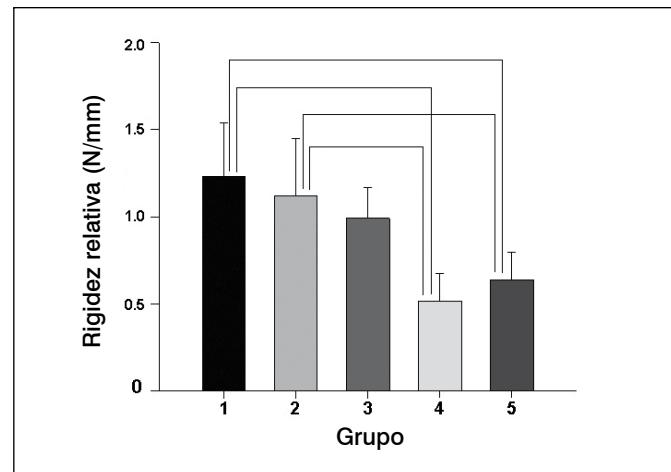


Figura 6. Valores médios da rigidez relativa dos ensaios de encurvamento, de acordo com o grupo. Diferenças estatísticas ($p<0.05$) são indicadas pelas linhas de conexão. O desempenho superior dos Grupos 2 e 3 sobre os Grupos 4 e 5 é evidente.

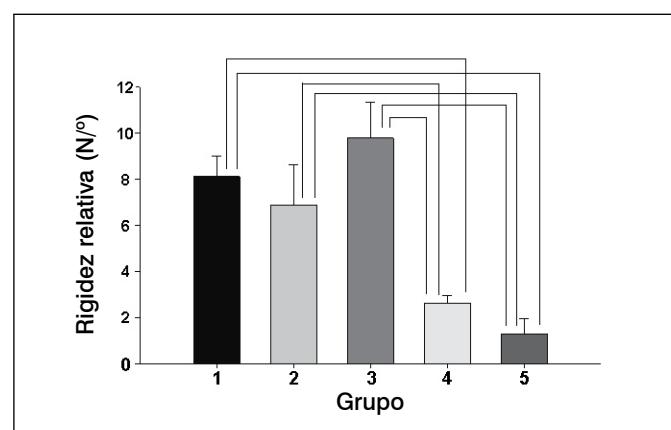


Figura 7. Valores médios da rigidez relativa dos ensaios de torção, de acordo com o grupo. Diferenças estatísticas ($p<0.05$) são indicadas pelas linhas de conexão. O desempenho superior do Grupo 3 sobre o Grupo 2 é evidente, com os Grupos 4 e 5 apresentando um desempenho muito inferior do que ambos.

DISCUSSÃO

Associada ou não à luxação glenohumeral, as fraturas em quatro partes da extremidade proximal do úmero representam uma situação muito complexa para resolver, desde o diagnóstico até o tratamento. O tratamento cirúrgico é usualmente indicado, baseado em diferentes argumentos, particularmente a necessidade de uma redução anatômica do componente intra-articular, ou para checar se a cúpula cefálica está ainda unida de algum modo às partes moles que possam funcionar como via para o suprimento sanguíneo;

a cúpula cefálica completamente solta é considerada inviável. A fixação rígida com uma placa de ângulo fixo para uma cabeça viável ou uma artroplastia primária para uma cabeça inviável são as atuais indicações de tratamento, mas resultados definitivos e comparações com outros métodos ainda não estão disponíveis. De fato, a fixação com as placas de ângulo fixo é um recurso relativamente novo com muitas vantagens teóricas sobre as outras placas e a artroplastia primária, mas ambos são implantes relativamente caros, nem sempre disponíveis em pequenos centros, um problema que necessita ser adequadamente direcionado, particularmente nos países em desenvolvimento. Além disso, a implantação de uma placa de ângulo fixo requer treinamento e habilidade cirúrgica específicos, caso contrário ela pode não funcionar como planejado, algumas vezes evoluindo com afrouxamento e perda da redução.⁸ Como os resultados funcionais não são tão bons para as fraturas como são para as artrites degenerativas, as artroplastias devem ser indicadas somente quando a cúpula cefálica estiver completamente desconectada dos tecidos moles vizinhos ou a redução for impossível ou muito insatisfatória. A indicação de artroplastia também é aceitável para pacientes idosos com uma demanda de atividade restrita e curta expectativa de vida.

Por causa das dificuldades acima, técnicas para redução aberta limitada e fixação interna mínima foram idealizadas e estudadas cerca de 20 anos atrás. Tais técnicas estão sendo ultimamente reavivadas, talvez para se tornarem de primeira escolha para pacientes jovens ou indivíduos idosos ativos, baseado na observação de que seus resultados funcionais são usualmente melhores do que aqueles obtidos com as artroplastias. A necrose avascular da cúpula cefálica sempre pode ocorrer, mas é usualmente parcial e pouco sintomática, sem mencionar a possibilidade de que ocorra a revascularização espontânea ou que a artroplastia seja realizada mais tarde.^{3,4,7} A fixação mínima das fraturas em quatro partes pode ser realizada com diferentes tipos de montagens usando parafusos de diferentes tipos e diâmetros, fios de Kirschner, e cerclagens metálicas ou de fios sintéticos, separadamente ou em combinação.^{1,6,7,10,11}

Nenhuma fratura real pode ser reproduzida com exatidão em um único estudo biomecânico como este e os resultados de tais estudos não podem ser tomados como a verdade definitiva. Entretanto, desde que o estudo seja cuidadosamente planejado e executado, ele pode adicionar novos conhecimentos ao tema e auxiliar o cirurgião na tomada de decisão entre diferentes técnicas, até que ensaios clínicos randomizados apropriados esclareçam os fatos. No caso particular das fraturas em quatro partes da extremidade proximal do úmero, parece não haver concordância sobre o tipo mais conveniente de fixação mínima, inclusive porque nem todos os tipos foram estudados comparativamente, seja clinicamente, seja por meio de ensaios biomecânicos. É aqui que a presente investigação encontra um lugar.

A literatura especializada é virtualmente destituída de publicações sobre modelos biomecânicos para o estudo de fraturas complexas instáveis como o nosso. Entretanto, a despeito de algumas controvérsias, a adaptação de um modelo para fraturas mais simples e estáveis é uma possibilidade.^{12,13} Assim, o nosso modelo foi desenvolvido de acordo com o princípio da aplicação da tração indireta sobre os fragmentos ósseos por meio de tirantes elásticos, provendo a fixação elástica do tubérculo maior e do menor na escápula de alumínio e na diáfise umeral, enquanto que a cúpula cefálica era tão rigidamente fixa quanto possível à extremidade proximal do úmero.^{9,14,15} As tiras de couro utilizadas para mimetizar os tendões do manguito rotador deram ao modelo um caráter mais próximo ao real, embora elas fossem cerca de cinco vezes mais elásticas do que o modelo ósseo intacto, elasticidade que permitia um alongamento de 70% do seu comprimento original antes da

ruptura, que era um evento súbito no final da fase elástica. Durante os ensaios com as montagens, foi notado que as tiras permitiam certo grau de acomodação, com a diáfise do úmero mostrando pequena adução, seguida por um período de estabilização antes da falência, durante o qual a carga aplicada se concentrava no local da fratura. Pareceu que esse comportamento era similar à situação real, na qual os tendões do manguito rotador estabilizam a cabeça umeral contra a cavidade glenóide antes que o movimento de abdução comece e imponha todo o peso do membro superior contra o ombro pela ação da gravidade, o que foi simulado pela aplicação da carga na porção distal da diáfise umeral nos ensaios de encurvamento. De forma similar, as cargas de torção também tencionaram a tira anterior até um ponto no qual ela deixou de permitir a rotação externa da extremidade proximal do úmero e o estresse se concentrou no local da fratura. Por isso foi que o modelo foi planejado para ter um longo braço de alavanca, com as cargas de encurvamento e de torção sendo aplicadas a 20cm do centro de rotação da cabeça umeral, o que aumentou o momento particularmente para o estresse de encurvamento.

Os ossos de poliuretano foram empregados porque eles são uma reprodução muito próxima do úmero humano, com todos os acidentes anatômicos e mesmo a estrutura interna, como o osso esponjoso típico da extremidade proximal e a transição entre este e o osso cortical da diáfise. Além disso, os ossos plásticos são produzidos por um processo industrial e suas propriedades mecânicas tendem a variar menos do que ocorreria nos ossos humanos naturais, usualmente obtidos de autópsias e mortuários, tendo sofrido a influência da larga variação de idade, constituição corporal, diferentes condições de saúde e de estilo de vida, e assim por diante. Por outro lado, os ossos sintéticos não apresentam as mesmas propriedades viscoelásticas dos ossos naturais, induzindo algumas diferenças nas propriedades e no comportamento mecânico.¹⁶ Os protocolos de carga foram aplicados conforme estudos prévios,^{15,17} com os ensaios de abdução contra resistência e de torção sendo realizados de forma similar a configurações previamente propostas.^{13,18} As quatro técnicas de fixação ensaiadas estão entre aquelas descritas na literatura, sendo de uso corrente na prática clínica.^{10,19,20}

Ao invés da rigidez ordinária, decidiu-se por medir a rigidez relativa, que está baseada na equalização da curva da carga versus a deformação e é automaticamente calculada pelo programa de computação; de fato, o gráfico normalmente obtido é muito irregular, com súbitas subidas e descidas, enquanto que o gráfico equalizado é rigorosamente linear, pois o programa calcula automaticamente as médias entre os pontos situados acima e abaixo de uma linha média, desenhando-a em seguida. Além disso, a rigidez relativa reflete muito de perto as demais propriedades mecânicas das montagens (carga e deformação máximas, rigidez e tenacidade), facilitando as comparações entre os grupos.

Os resultados obtidos indicam que os grupos estudados podem ser divididos em dois setores de acordo com o desempenho: Grupos 2 e 3 em um, com maior resistência aos estresses de encurvamento e de torção, e Grupos 4 e 5 no outro, com resistência um pouco menor. A placa DCP (Grupo 2) apresentou desempenho superior às outras três técnicas nos ensaios de encurvamento, embora sem diferenças significantes com os parafusos de 4,5mm combinados com a cerclagem em oito ao redor do supraespinhal (Grupo 3). A situação mudou nos ensaios de torção, com as montagens do Grupo 3 apresentando desempenho superior, embora também sem diferença significante comparadas às do Grupo 2; ambas as técnicas apresentaram desempenho semelhante ao dos úmeros intactos do Grupo 1, assim demonstrando que a resistência de ambas é adequada à aplicação clínica para a fixação das fraturas em quatro partes, mas aquela do Grupo 3 deve ser

preferida, posto que seja menos agressiva do que a do Grupo 2. Todavia, deve ser enfatizado que a fratura diafisária ocorrida em quatro montagens do Grupo 3, começando no ponto de entrada do parafuso mais distal, certamente por causa da concentração do estresse neste ponto, um achado não observado nas montagens dos Grupos 2 e 4. De fato, as placas DCP do Grupo 2 provavelmente absorvem e distribuem as tensões ao longo da diáfise, assim impedindo a concentração do estresse em um ponto específico, enquanto que os fios de Kirschner do Grupo 4, introduzidos com a mesma configuração do Grupo 3, são de diâmetro muito menor do que os parafusos de 4,5mm, também não favorecendo a concentração do estresse nos orifícios de entrada.

Por outro lado, os resultados gerais também indicam que as montagens dos Grupos 4 e 5 suportaram cargas de encurvamento e de torção em níveis tais que ambas podem ser utilizadas sem grande receio de que elas falhem rapidamente, desde que medidas restritivas e de proteção sejam tomadas durante as três ou quatro primeiras semanas pós-operatórias.^{15,17} A esse respeito, deve ser considerado que o nosso modelo era relativamente estável, pois a superfície plana distal dos dois fragmentos extra-articulares (túberculos) se assentava sobre a superfície plana da osteotomia do fragmento distal, ambas transversais ao longo eixo da diáfise umeral, o que resulta em considerável resistência contra forças de compressão longitudinal. Na situação real em humanos, há sempre algum grau de cominuição ao redor das linhas de fratura, com perda contingente do batente medial devido à impacção, em cujo caso a redução anatômica é virtualmente impossível e a estabilidade é seguramente menor do que nas nossas montagens. A comparação com os resultados de outras investigações é difícil, devido aos diferentes tipos de fraturas, implantes, modelos experimentais, aplicação da carga e definição da falência.²¹ Rigidez pelo menos duas vezes maior à observada aqui foi medida em fraturas em duas partes da extremidade proximal do úmero fixadas com

quatro fios rosqueados tipo Shanz de 3mm de diâmetro introduzidos em quatro configurações; todavia, ao lado do tipo diferente de fratura, muito mais estável do que aquela em quatro partes, as montagens foram ensaiadas na posição vertical, com uma carga excêntrica sendo aplicada da cabeça para baixo.²² Por outro lado, resultados similares aos nossos foram relatados, com placas mostrando um comportamento biomecânico superior ao de fios de Kirschner e cerclagens, combinados ou em separado.¹¹ De fato, de acordo com a literatura, as placas parecem ser uniformemente mais rígidas do que qualquer outro tipo de fixação,²³ suportando cargas bem acima das demandas naturais, e estudos comparando diferentes tipos de placas enfatizam a rigidez, como se esta fosse a característica mais importante a ser perseguida.^{9,12,19} Todavia, outros estudos enfatizaram a necessidade de encontrar um equilíbrio entre a rigidez, para promover a estabilidade, e a elasticidade, para prevenir o afrouxamento, junto com a redução da porção posteromedial da linha da fratura.^{19,24,25} Ao lado das propriedades mecânicas do sistema de fixação, outros fatores também podem influenciar o resultado final do tratamento cirúrgico. O perfil do paciente, o diagnóstico correto, o tipo e a personalidade da fratura, o estoque ósseo e o prejuízo vascular, lesões associadas, experiência pessoal, a qualidade da redução, a escolha do implante e o programa de reabilitação devem ser sempre da preocupação e responsabilidade do cirurgião.

CONCLUSÕES

As quatro técnicas são capazes de suportar cargas fisiológicas e podem ser empregas em situações clínicas em humanos, mas as montagens com a placa DCP de 3,5mm e com os parafusos de 4,5mm combinados com a cerclagem foram as mais resistentes. O modelo biomecânico usado foi adequado aos propósitos do estudo e levou a resultados confiáveis e reprodutíveis.

REFERÊNCIAS

1. Gerber C, Werner CM, Vienne P. Internal fixation of complex fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(6):848-55.
2. Nordqvist A, Petersson CJ. Incidence and causes of shoulder girdle injuries in an urban population. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4(2):107-12.
3. Bigliani LU, Flatow EL, Pollock RG. Fractures of the proximal humerus. In: Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD, editors. Rockwood and Green's Fractures in Adults. 4th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1996. p. 1055-107.
4. Zyt O, Ahrengart L, Sperber A, Törnkvist H. Treatment of displaced proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79(3):412-7.
5. Helmy N, Hintermann B. New trends in the treatment of proximal humerus fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:100-8.
6. Wijgman AJ, Roolker W, Patt TW, Raaymakers EL, Marti RK. Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84(11):1919-25.
7. Iannotti JP, Ramsey ML, Williams GR Jr, Warner JJ. Nonprosthetic management of proximal humeral fractures. *Instr Course Lect.* 2004;53:403-16.
8. Thanasis C, Kontakis G, Angoulis A, Limb D, Giannoudis P. Treatment of proximal humerus fractures with locking plates: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(6):837-44.
9. Chudik SC, Weinhold P, Dahmers LE. Fixed-angle plate fixation in simulated fractures of the proximal humerus: a biomechanical study of a new device. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(6):578-88.
10. Jakob RP, Mincioli A, Anson PS, Jaberg H, Osterwalder A, Ganz R. Four-part valgus impacted fractures of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):295-8.
11. Koval KJ, Blair B, Takei R, Kummer FJ, Zuckerman JD. Surgical neck fractures of the proximal humerus: a laboratory evaluation of ten fixation techniques. *J Trauma.* 1996;40(5):778-83.
12. Seide K, Triebel J, Faschingbauer M, Schulz AP, Püschel K, Mehrten G, Jürgens Ch. Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus - a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(2):176-82.
13. Sifri PC, Peindl RD, Coley ER, Norton J, Connor PM, Kellam JF. Biomechanical analysis of blade plate versus locking plate fixation for a proximal humerus fracture: comparison using cadaveric and synthetic humeri. *J Orthop Trauma.* 2006;20(8):547-54.
14. Bono CM, Renard R, Levine RG, Levy AS. Effect of displacement of fractures of the greater tuberosity on the mechanics of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(7):1056-62.
15. Wuelker N, Wirth CJ, Plitz W, Roetman B. A dynamic shoulder model: reliability testing and muscle force study. *J Biomech.* 1995;28(5):489-99.
16. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech.* 1996;29(4):525-35.
17. Poppen NK, Walker PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;(135):165-70.
18. Carrera EF, Nicolao FA, Netto NA, Carvalho RL, Dos Reis FB, Giordani EJ. A mechanical comparison between conventional and modified angular plates for proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(4):631-6.
19. Szyszkowitz R. Humerus proximal. In: Rüedi TP, Murphy WM. AO Principles of fracture management. 2nd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, New York: Thieme New York; 2000. p.271-89.
20. Tile M. Fractures of the proximal humerus. In: Schatzker J, Tile M. The rationale of operative fracture care. 2nd ed. Berlin: Springer Verlag; 1996. p.51-82.
21. Lill H, Hepp P, Korner J, Kassi JP, Verheyden AP, Josten C, et al. Proximal humeral fractures: how stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003;123(2-3):74-81.
22. Durigan A Jr, Barbieri CH, Mazzer N, Shimano AC. Two-part surgical neck fractures of the humerus. Mechanical analysis of the fixation with four Shanz-type threaded wires in four different assemblies using the femur of swine as a model. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005; 14: 96-102.
23. Sanders BS, Bullington AB, McGillivray GR, Hutton WC. Biomechanical evaluation of locked plating in proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(2):229-34.
24. Gardner MJ, Weil Y, Barker JU, Kelly BT, Helfet DL, Lorich DG. The importance of medial support in locked plating of proximal humerus fractures. *J Orthop Trauma.* 2007;21(3):185-91.
25. Liew AS, Johnson JA, Patterson SD, King GJ, Chess DG. Effect of screw placement on fixation in the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(5):423-6.