



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Eiji Sunada, Edwin; Eijnisman, Leandro; Demura Leal, Rafael; Pailo, Alexandre Felício; Malavolta, Eduardo Angeli; Hideyo Sakaki, Marcos; Martins Pereira, César Augusto; Valdir Zumioti, Arnaldo;
Sato, João Ricardo

Estudo biomecânico da rigidez da osteossíntese com placas em ponte em tíbias de cadáveres
humanos

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 18, núm. 2, 2010, pp. 66-70

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713436001>

- 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

ESTUDO BIOMECÂNICO DA RIGIDEZ DA OSTEOSÍNTESE COM PLACAS EM PONTE EM TÍBIAS DE CADÁVERES HUMANOS

BIOMECHANICAL STUDY OF THE OSTEOSYNTHESIS STIFFNESS WITH BRIDGING PLATES IN CADAVERIC TIBIAL MODELS

EDWIN EIJI SUNADA¹, LEANDRO EJNISMAN¹, RAFAEL DEMURA LEAL¹, ALEXANDRE FELÍCIO PAILO¹, EDUARDO ANGELI MALAVOLTA¹, MARCOS HIDEYO SAKAKI¹, CÉSAR AUGUSTO MARTINS PEREIRA¹, ARNALDO VALDIR ZUMIOTTI¹, JOÃO RICARDO SATO²

RESUMO

Objetivo: comparar a rigidez de três diferentes montagens de placa em ponte com a da haste intramedular bloqueada, em tíbias de cadáveres com fratura tipo C. **Materiais e Métodos:** vinte tíbias humanas captadas de cadáveres, submetidas à fratura do tipo C; quinze fixadas com placas em ponte, divididas em 03 grupos, de acordo com o tamanho das placas (10, 14 e 18 furos) e 05 fixadas com hastes intramedulares bloqueadas. Todas as tíbias foram expostas a cargas progressivas e semelhantes. Foram medidos os deslocamentos de ambos fragmentos (proximal e distal), nos planos sagital, coronal e axial do espaço, conforme incremento gradual de carga. **Resultados:** tíbias fixadas com placas em ponte de 18 furos apresentam um comportamento biomecânico semelhante às fixadas com haste intramedular bloqueada. **Conclusões:** Em fraturas do tipo C em tíbias há maior mobilidade do segmento ósseo distal no plano coronal, quando a fratura é fixada com placas em ponte de 14 e 18 furos que quando fixada com haste intramedular bloqueada sem fresagem. Apesar dessa maior mobilidade, os movimentos relativos entre os fragmentos fraturários nos GHB e GP18 tendem a ser semelhantes entre si.

Descritores: Fraturas da tíbia. Placas ósseas. Fixação interna. Pinos ortopédicos.

ABSTRACT

Objective: To compare the stiffness of three different assemblies of bridging plates with intramedullary locking nails in cadaveric models of tibial fractures type C. **Materials and Methods:** Twenty cadaveric tibias subjected to type C fractures; fifteen were fixed with the bridging plate technique and divided into three groups according to the plate size (10, 14 and 18 holes), and five were fixed with intramedullary nail. All the tibias were exposed to static and progressive loads. Dislocation of both fragments (proximal and distal) was measured on three planes (sagittal, coronal and axial), as the load was increased. **Results:** tibias fixed with 18 hole bridging plate have the same biomechanical behavior as tibias fixed with intramedullary locking nails. **Conclusions:** In type C tibial fractures, there is more mobility at the distal segment in the coronal plane when the fracture is fixed with 14 and 18 hole bridging plates as compared to fractures fixed with non-reamed intramedullary locking nails. Even with this mobility, the relative movements between the fragments at GHB and GP18 seem to be similar.

Keywords: Tibial fractures. Bone plates. Internal fixation. Locking nails.

Citação: Sunada EE, Ejnisman L, Leal RD, Pailo AF, Malavolta EA, Sakaki MH et al. Estudo biomecânico da rigidez da osteossíntese com placas em ponte em tíbias de cadáveres humanos. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2010; 18(2):66-70. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

Citation: Sunada EE, Ejnisman L, Leal RD, Pailo AF, Malavolta EA, Sakaki MH et al. Biomechanical study of the osteosynthesis stiffness with bridging plates in cadaveric tibial models. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2010; 18(2):66-70. Available in URL: <http://www.scielo.br/aob>

INTRODUÇÃO

As fraturas da diáfise da tíbia são as mais frequentes entre as fraturas dos ossos longos. Estima-se que cerca de 300.000 novas fraturas são tratadas por ano nos EUA e em torno de 50.000 no Brasil.¹ A classificação mais utilizada na avaliação dessas fraturas é a proposta pelo grupo AO, onde as fraturas do tipo A têm o traço simples, as do tipo B apresentam uma fratura em cunha, e as do tipo C são fraturas multifragmentárias complexas.² Nas fraturas do tipo C está indicada a osteossíntese pelo princípio da estabilidade relativa, sendo as opções de implantes para obtenção desse princípio a fixação externa, a haste intramedular e a placa em ponte. A haste intramedular bloqueada é considerada por muitos autores o método de escolha no tratamento definitivo das fraturas diafisárias do tipo C

dos ossos longos dos membros inferiores. Entretanto há situações onde o uso da haste é limitado como nas fraturas da diáfise com extensão articular, traços de fratura na transição diáfise-metáfise, lesões cutâneas no ponto de entrada da haste, indisponibilidade de radioscopia e restrição ao uso da haste pelo elevado custo do implante. Nesses casos uma opção terapêutica é a placa em ponte. Entretanto não existe na literatura uma definição em relação ao comprimento da placa e o número de parafusos a serem utilizados na osteossíntese da fratura. Tornkvist et al.³ em um estudo sobre a relação do número e posição dos parafusos em estabilização de fraturas chegaram a conclusão que a força em torsão é diretamente do número de parafusos e a força em flexão aumenta com o espaçamento entre os parafusos. Sanders et al.⁴ em um estudo

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

biomecânico com ulnas de cadáveres concluíram que o número de parafusos é menos importante que o comprimento da placa com relação a rigidez em flexão do modelo. Stoffel et al.⁵ sugerem para a fixação de fraturas tibiais o uso de placas longas com poucos parafusos. Stoffel et al.⁶ em outro trabalho sobre biomecânica, chegou as seguintes recomendações: para fixação de fraturas com placa em ponte do membro inferior 2 ou 3 parafusos devem ser usados em cada fragmento, já para o membro superior esse número é de 3 ou 4; em fraturas com traço simples 1 ou 2 furos da placa devem ser omitidos de cada lado da fratura; já em fraturas com grande área de cominuição os furos mais próximos da fratura devem ser preenchidos. O objetivo deste trabalho é comparar a rigidez de três diferentes montagens de placa em ponte com a da haste intramedular bloqueada em tíbias de cadáveres com fratura do tipo C.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP), juntamente com o Laboratório de Investigações Médicas LIM-41 do HC-FMUSP. Foram captadas do Serviço de Verificação de Óbitos (SVO) 20 tíbias de cadáveres adultos aleatórios, dissecadas de tal modo que ficassem desprovidas de qualquer envelope de partes moles. O comprimento das tíbias variou de 32,5cm a 39,5cm. As mesmas permaneceram congeladas a -18°C em um freezer horizontal comum da marca Gafa até o momento da fixação, quando então eram descongeladas através de imersão em soro fisiológico à temperatura ambiente por cerca de 2h. As tíbias então eram fixadas e o ensaio biomecânico era realizado dentro de 24 horas. As tíbias foram sorteadas e distribuídas em quatro grupos com cinco peças em cada um. Os grupos foram divididos segundo o tipo de osteossíntese em haste intramedular bloqueada (GHB), placa em ponte de 10 furos (GP10), placa em ponte de 14 furos (GP14) e placa em ponte de 18 furos (GP18). Foi simulada uma fratura diafisária tipo C da classificação AO em todas as tíbias através da excisão de um fragmento do terço médio de tal modo que os fragmentos distal e proximal das tíbias ficassem com o mesmo comprimento de 16,25cm e com um afastamento entre os fragmentos de 2,6 cm. As distâncias entre os parafusos localizados mais próximos ao foco de fratura, denominadas de área de trabalho, foram 200mm, 22,6mm, 87,6mm e 152,6mm respectivamente. (Figura 1)

Grupo Haste Intramedular Bloqueada

Foram utilizadas hastes intramedulares bloqueadas para tíbia modelo UTN da empresa Synthes®, confeccionadas em aço inoxidável, de 315 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro. As hastes foram introduzidas pela parte proximal da tíbia no interior do canal intramedular, sem fresagem. Primeiramente foi realizada a fixação proximal com dois parafusos de bloqueio de 4,9mm no plano coronal, paralelos entre si, sendo um para bloqueio do tipo estático e outro dinâmico. Foi mantido o afastamento de 2,6 cm entre os segmentos proximal e distal, e então, feita a fixação distal com auxílio de radioscopia, também com dois parafusos de bloqueio paralelos entre si. Os orifícios para a colocação dos parafusos de bloqueio foram confeccionados com broca de 3,2mm.

Grupos Placa em Ponte

Foram utilizadas 15 placas DCP da marca Synthes®, retas e estreitas de grandes fragmentos confeccionadas em aço inoxidável, de 4,5 mm de espessura, sendo cinco placas de 10 furos, cinco de 14 furos e cinco de 18 furos. As placas foram moldadas de forma a manter o eixo original do osso e fixadas com parafusos corticais confeccionadas em aço de 4,5 mm de diâmetro, após perfuração com broca de 3,2mm e fresagem do orifício.

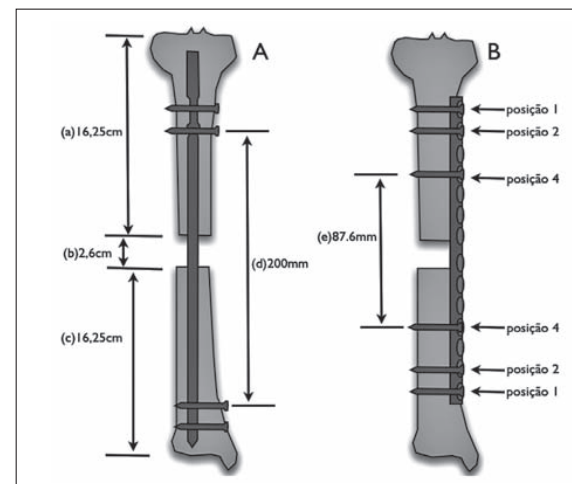


Figura 1 – Desenho esquemático mostrando uma tíbia fixada com haste intramedular bloqueada (A), e outra com placa em ponte de 14 furos (B). (a): comprimento do fragmento proximal da tíbia; (b) afastamento de 2,6 cm para simular uma fratura do tipo C; (c): comprimento do fragmento distal da tíbia; (d): área de trabalho da haste intramedular bloqueada; (e): área de trabalho da placa em ponte de 14 furos.

proximal e 3 no distal, nos orifícios 1, 2 e 4, ou seja, primeiro, segundo e quarto orifícios contados a partir das extremidades das placas. Assim como nas tíbias fixadas com hastes, foi mantido o afastamento de 2,6 cm para simular uma fratura do tipo C. A distância entre os parafusos mais centrais (posições 4 das proximais e o foco de fratura foi de 10,0mm, 42,5mm e 75,0mm para as tíbias fixadas com placas de 10, 14 e 18 furos respectivamente).

Ensaio Mecânico

Foi realizado ensaio de compressão axial em cada tíbia preparada segundo os grupos descritos, por meio de uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo K5002, dotada de célula de carga de 100 kgf e resolução de 0,1 kgf. Os dados provenientes dos ensaios foram enviados ao computador por meio de um sistema de aquisição de dados Lynx® modelo ADS2000 e um programa de computador que tinha o objetivo de registrar o ensaio em tempo real a uma taxa de 30 aquisições/segundo. Os ensaios foram realizados a uma velocidade de 5 mm/min.

A tíbia foi fixada à máquina de ensaios por intermédio de um conjunto de dispositivos de forma que a carga compressiva fosse aplicada anteriormente 2,5 cm em relação ao eixo longitudinal do osso. As porções distal e proximal da tíbia foram inseridas em moldes com cavidades cilíndricas e depois fixadas com polímetacrilato (cimento acrílico) de maneira que três centímetros da porção proximal e cinco centímetros da porção distal ficassem imersos no cimento acrílico. O molde proximal continha um orifício excêntrico localizado 2,5 cm anterior em relação ao eixo da tíbia e foi conectado à célula de carga através de um cilindro metálico. Outro cilindro metálico foi utilizado para prender o molde distal à base da máquina de ensaios.

Foi realizado em cada tíbia, uma compressão de 5 kgf para a calibração do sistema e após a retirada da carga, foram realizadas as seqüências de ensaios de forma descontínua, onde foram aplicadas cargas compressivas com paradas programadas para valores de 18kgf, 36kgf, 54kgf e 72kgf.

Durante o ensaio, em cada parada programada da máquina, foram medidos os deslocamentos dos fragmentos ósseos na região da fratura. As medidas foram feitas por um sistema de fotogrametria.

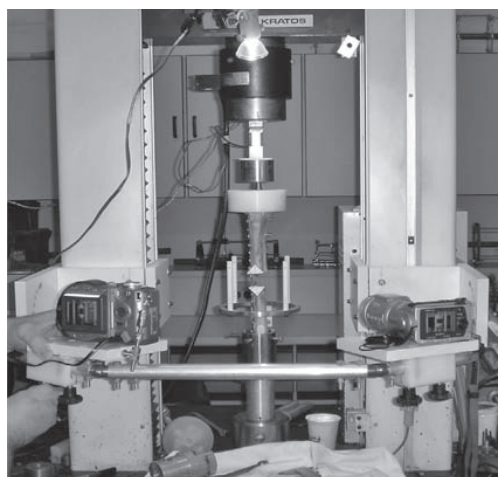


Figura 2 – Tibia posicionada na máquina de ensaios mecânicos com o sistema de fotogrametria tridimensional.

Método de Fotogrametria Tridimensional

O sistema consiste em determinar as coordenadas espaciais, X, Y e Z de qualquer ponto localizado dentro de um volume delimitado por um comparador que contém seis ou mais pontos conhecidos. O processo é dividido em calibração e medição do ponto desejado. A calibração é feita tirando-se duas fotos do comparador, por duas máquinas fotográficas, em diferentes posições. Utilizando um programa desenvolvido no laboratório, foi possível determinar as coordenadas u e v correspondente aos pontos do calibrador evidenciados nas duas fotos. As coordenadas u e v de cada foto é inserida no método DLT (transformação direta linear) com objetivo de obter um conjunto de equações que relaciona as projeções dos pontos nas imagens com a localização tridimensional dos mesmos pontos no comparador.⁸

No processo de medição, os pontos a serem mensurados devem estar dentro do volume ocupado pelo comparador e fotografados pelas mesmas câmeras previamente posicionadas durante o processo de calibração. O mesmo programa descrito anteriormente permite a localização das coordenadas u e v dos pontos registrados em cada foto. A transformação desses pontos em coordenadas espaciais é feita através do uso das mesmas equações geradas no processo de calibração.

O comparador é constituído de quatro barras cilíndricas unidas por um anel metálico, cada barra contendo dois pontos equidistantes de 80 mm, totalizando oito pontos que representam um volume de 800 cm³. As coordenadas espaciais X, Y e Z de cada ponto são medidas em relação ao ponto de referência número um com uma precisão de 0,01 mm.

Para se determinar os deslocamentos dos fragmentos ósseos, foram utilizados dois gabaritos triangulares, contendo três pontos cada. As distâncias entre os três pontos de cada gabarito foram medidas previamente em um projetor de perfil marca Deltronic® com ampliação de 20 vezes e dotado de dois sensores ópticos lineares de 0,002 mm de resolução. (Figura 3)

Os gabaritos foram fixados aos fragmentos ósseos através de dois parafusos de 1,5 mm de maneira que tanto os pontos 1, 2, 4 e 6 estivessem na mesma altura dos planos de corte dos fragmentos ósseos.

Os deslocamentos dos gabaritos superior e inferior nos planos X,Y e Z foram calculados a partir das intersecções das mediatrizes entre os três pontos de cada gabarito. Em relação aos planos anatômicos, os deslocamentos látero-mediais foram medidos no plano sagital (plano XZ), ângulos posteriores no plano coronal (plano XY) e deslocamentos anteriores e posteriores no plano axial (plano YZ).

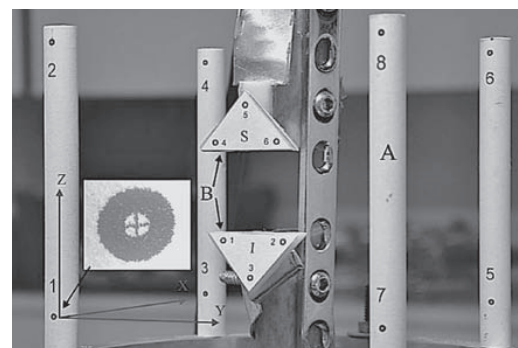


Figura 3 – Tibia e placa posicionadas dentro do comparador (A), evidenciando os gabaritos triangulares (B) fixados aos fragmentos ósseos superior e inferior. O sistema cartesiano teve sua origem no ponto número um (em detalhe).

Parâmetros Analisados

Foram registrados os deslocamentos dos fragmentos ósseos superior e inferior em relação às posições iniciais dos gabaritos (zero carga) em função dos aumentos da carga compressiva de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf. Os deslocamentos látero-medial e ângulo posterior foram expressas em módulo, com o objetivo de identificar a amplitude do movimento, mas não o sentido de deslocamento. A distância entre os pontos médios do gabarito superior e inferior foi determinada por método pitagórico e foi relacionada com a sequência de aplicação de carga mencionada anteriormente.

As medidas obtidas foram as seguintes:

1. Medidas dos deslocamentos no plano sagital (plano X):
 - deslocamento do marcador superior em relação à sua posição sem carga (D-SUPX)
 - deslocamento do marcador inferior em relação à sua posição sem carga (D-INFx)
2. Medidas dos deslocamentos no plano coronal (plano Y):
 - deslocamento do marcador superior em relação à sua posição sem carga (D-SUPY)
 - deslocamento do marcador inferior em relação à sua posição sem carga (D-INFY)
3. Medidas dos deslocamentos no eixo crânio-caudal (eixo Z):
 - deslocamento do marcador superior em relação à sua posição sem carga (D-SUPZ)
 - deslocamento do marcador inferior em relação à sua posição sem carga (D-INFZ)
4. Medida da distância entre os marcadores superior e inferior:
 - distância entre os marcadores superior e inferior (DI-SUP-INF)

Para avaliar a significância estatística dos resultados, utilizamos o Modelo Linear Geral com medidas repetidas, o qual permite testar se existe pelo menos 01 (uma) diferença entre as medidas dos ensaios, através da Análise de Variância (ANOVA). A análise Post Hoc foi realizada utilizando-se o método de Scheffé para comparações múltiplas. Para ambos os casos, consideramos um nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Os gráficos representados nas Figuras 4 a 10 mostram a magnitude dos deslocamentos medidos nos 4 grupos (GHB, GP10, GP12, GP18) com aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf nos diferentes planos e eixos do espaço (X, Y, Z e total). Com a Análise de Variância (ANOVA), compararam-se todos os resultados obtidos nos ensaios, ou seja, todos os deslocamentos (distância entre os pontos médios dos gabaritos superior e inferior) dos grupos GP10, GP12, GP18 e GHB.

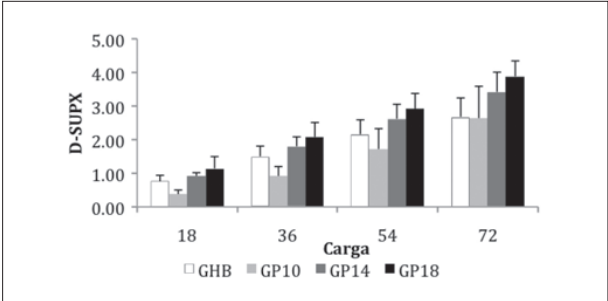


Figura 4 – Médias dos deslocamentos no plano sagital do marcador superior (D-SUPX) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

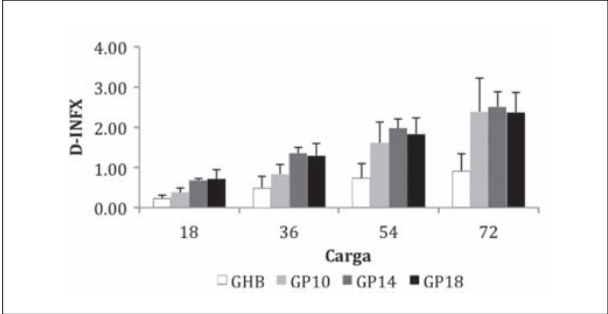


Figura 5 – Médias dos deslocamentos no plano sagital do marcador inferior (D-INFZ) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

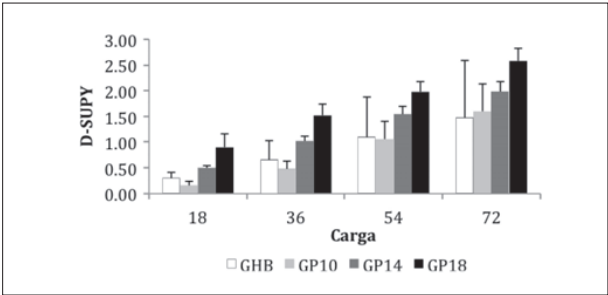


Figura 6 – Médias dos deslocamentos no plano coronal do marcador superior (D-SUPY) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

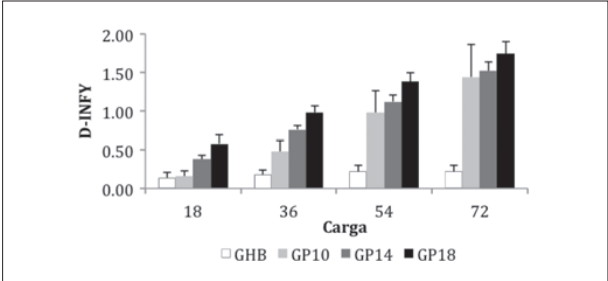


Figura 7 – Médias dos deslocamentos no plano coronal do marcador inferior (D-INFY) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

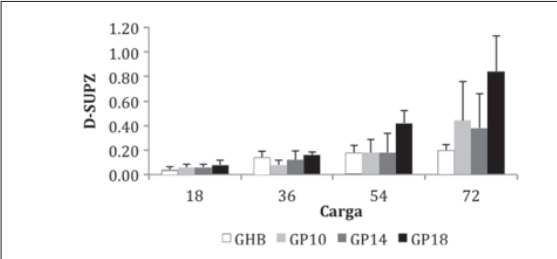


Figura 8 – Médias dos deslocamentos no eixo crânio-caudal do marcador superior (D-SUPZ) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

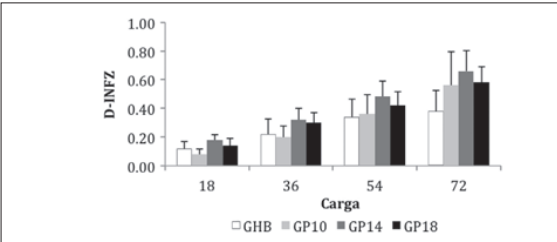


Figura 9 – Médias dos deslocamentos no eixo crânio-caudal do marcador inferior (D-INFZ) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

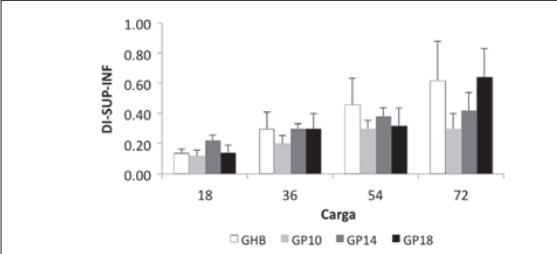


Figura 10 – Médias das distâncias (DI-SUP-INF) nos GHB, GP10, GP14 e GP18 medidos com a aplicação de cargas de 18 kgf, 36 kgf, 54 kgf e 72 kgf.

encontrar as diferenças significativas. Foi encontrada diferença significativa nas análises das médias dos D-INFY. (Tabela 1). Na comparação entre os deslocamentos encontrados nos grupos com os GP10, GP14 e GP18 não existiram diferenças significativas em nenhum dos deslocamentos testados, exceto nos D-INFY, foram encontrados valores significativamente maiores nos grupos GP10 e GP18. (Tabela 2)

Tabela 1 – Análise de Variância de todos os resultados obtidos nos testes (ANOVA).

Deslocamentos	p
D-SUPX	0,283
D-INFZ	0,147
D-SUPY	0,250
D-INFY	0,001*
D-SUPZ	0,403
D-INFZ	0,748

Tabela 2 – Comparação entre os D-INFY encontrados no GHB com os GP10, GP14 e GP18 (Análise POST HOC - Método de Scheffé para Comparações Múltiplas).

Grupos comparados		Diferenças médias	p	Intervalo de Confiança (95%)	
				Inferior	Superior
GHB	GP10	-0,575	0,052	-1,153	3,460
GHB	GP14	-0,755	0,009*	-1,333	-0,177
GHB	GP18	-0,980	0,001*	-1,558	-0,402

DISCUSSÃO

As fraturas diafisárias do fêmur e da tíbia são tratadas com bastante eficiência por meio da osteossíntese com haste intramedular bloqueada. O uso desse tipo de implante tem permitido elevados índices de consolidação com baixas taxas de complicações. A taxa de infecção foi cerca de 2% e a de não-união foi menos de 2% na maioria das séries.⁹⁻¹⁸ Apesar disso, a placa em ponte continua sendo uma excelente opção de tratamento, principalmente nos centros de assistência pública, onde o custo elevado das hastes intramedulares bloqueadas mais modernas e a maior dificuldade no acesso a esses implantes dificultam seu uso indiscriminado. Já nas fraturas da diáfise do úmero, onde as hastes intramedulares bloqueadas não mostram superioridade clara em relação às placas utilizadas de forma convencional pelo princípio da estabilidade absoluta, o uso das placas em ponte tem sido cada vez mais frequente, e com bons resultados.¹⁹

A área de trabalho da placa em ponte, definida como a região entre os parafusos mais próximos ao foco de fratura, define quanto de mobilidade existirá entre os fragmentos ósseos, e diferentemente da área de trabalho de uma haste intramedular bloqueada, ela pode ser alterada pelo cirurgião ortopedista. Ao aumentarmos a distância entre esses parafusos, seja alterando a distribuição dos parafusos na mesma placa, ou utilizando uma placa de maior comprimento, estaremos aumentando a área de trabalho e, consequentemente, o movimento entre os fragmentos ósseos no foco de fratura.

Quanto de movimento é o ideal para a consolidação de uma fratura pelo princípio da estabilidade relativa? Infelizmente essa pergunta é impossível de ser respondida, uma vez que vários outros fatores influenciam o processo de consolidação. No entanto, se considerarmos que a mobilidade proporcionada pela haste intramedular bloqueada permite uma consolidação bem sucedida na maioria das fraturas diafisárias, talvez uma placa em ponte com uma rigidez semelhante possa ser a melhor opção. As hastes

intramedulares bloqueadas têm uma grande área de trabalho pois os parafusos de bloqueio situam-se nas extremidades da haste. Justamente por este fato, a tendência na prática clínica é de se utilizar placas longas com parafusos centrais bastante distanciados entre si. Tentamos neste presente trabalho, identificar qual comprimento de placa oferece rigidez semelhante à da haste intramedular bloqueada nas fraturas da tíbia.

A análise dos gráficos (Figuras 1 a 6) referentes aos deslocamentos ocorridos nos segmentos superior e inferior das tíbias com aplicação de cargas progressivas mostra que houve maior movimento dos marcadores nas tíbias fixadas com placas, em relação ao controle, em especial no GP18. No entanto, essa diferença mostrou-se estatisticamente significativa apenas nos deslocamentos do segmento inferior no plano coronal. (Tabelas 1 e 2) Essa maior movimentação e consequentemente menor rigidez da osteossíntese com placas sugere que as montagens com placas em ponte estreitas na região ântero-medial de tíbias humanas proporcionam maior grau de mobilidade no foco de fraturas do tipo C que as hastes intramedulares bloqueadas. Ou seja, mesmo montagens com placas curtas (com 18 furos) são menos rígidas que as com haste bloqueada. A Figura 6 mostra as distâncias entre os marcadores superior e inferior com aplicação das cargas, e nota-se que as distâncias no GHB e GP14 são semelhantes, ambas maiores que as encontradas nos GP10 e GP18. Essas distâncias mostram o movimento relativo entre o fragmento e outro. Uma possível interpretação para este achado é que, apesar de os fragmentos da fratura movimentarem-se nos grupos fixados com placas, essa movimentação ocorre na mesma direção, enquanto que nas tíbias fixadas com haste intramedular bloqueada os movimentos ocorrem em direções diferentes, de forma que os deslocamentos relativos entre os fragmentos sejam semelhantes no GHB e GP18. Outra interpretação possível é de que essas diferenças sejam apenas artefatos decorrentes do pequeno número de tíbias estudadas, uma vez que não houve diferença estatisticamente significativa nessa análise.

A nossa impressão após a conclusão deste trabalho é de que as placas em ponte de 18 furos apresentam um comportamento biomecânico semelhante à da haste intramedular bloqueada.

CONCLUSÕES

Em fraturas do tipo C em tíbias de cadáveres humanos há maior mobilidade do segmento ósseo inferior no plano coronal, quando a fratura é fixada com placas em ponte de 14 e 18 furos do que quando fixada com haste intramedular bloqueada sem fresagem. Apesar dessa maior mobilidade, os movimentos relativos entre os fragmentos fraturários nos GHB e GP18 tendem a ser semelhantes entre

REFERÊNCIAS

1. Ferreira JC. Fraturas da diáfise dos ossos da perna. Rev Bras Ortop. 2000;35:375-83.
2. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual de Osteossíntese. 3a ed. Tradução de Jacques Vissoky. São Paulo: Manole; 1993. p.45-58.
3. Tornkvist H, Hearn TC, Schatzker J. The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screws. J Orthop Trauma. 1996;10:204-8.
4. Sanders R, Hidukewych GJ, Milne T, Dennis J, Latta LL. Minimal versus maximal plate fixation techniques of the ulna: the biomechanical effect of number of screws and plate length. J Orthop Trauma. 2002;16:166-71.
5. Stoffel K, Stachowiak G, Forster T, Gächter A, Kuster M. Oblique screws at the plate ends increase the fixation strength in synthetic bone test medium. J Orthop Trauma. 2004;18:611-6.
6. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked fixators be controlled? Injury. 2003;34(Suppl 2):11-9.
7. Toledo CS. Estudo mecânico do fixador externo de Rossi [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 1989.
8. David AC. Um novo método fotogramétrico adequado à análise biomecânica. Comparação com o método DLT (Transformação Linear Direta) [dissertação]. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria – RS; 1992.
9. Klemm KW, Borner M. Interlocking nailing of complex fractures of the femur and tibia. ment of type II, IIIa and IIIb open fractures of the tibial shaft: a prospective comparison of unreamed interlocking intramedullary nails and half-pin external fixation. Orthop Trauma. 1998;12:1-7.
11. Court-Brown CM, Christie J, McQueen MM. Closed intramedullary tibial nailing in closed and type I open fractures. J Bone Joint Surg Br. 1990;72:605-11.
12. Alho A, Ekland A, Strömsoe K, Benterud JG. Non-union of tibial shaft fractures with locked intramedullary nailing without bone grafting. J Trauma. 1993;34:611-6.
13. Hooper GJ, Keddel RG, Penny ID. Conservative management or closed nailing of tibial shaft fractures. A randomised prospective trial. J Bone Joint Surg Br. 1991;73:173-7.
14. Habernek H, Walch G, Dengg C. Cerclage for torsional fractures of the tibia. J Bone Joint Surg Br. 1989;71:311-3.
15. Winquist RA, Hansen ST Jr. Comminuted fractures of the femoral shaft treated with intramedullary nailing. Orthop Clin North Am. 1980;11:633-47.
16. Winquist RA, Hansen ST Jr, Clawson DK. Closed intramedullary nailing of femoral shaft fractures. A report of five hundred and twenty cases. J Bone Joint Surg Am. 1984;66:1111-20.
17. Winquist RA, Hansen ST. Segmental fractures of the femur treated by closed intramedullary nailing. J Bone Joint Surg Am. 1978;60:934-9.
18. Wolinsky PR, McCarty E, Shyr Y, Johnson K. Reamed intramedullary nailing of femur: 551 cases. J Trauma. 1999;46:392-9.