

OSTEOTOMIA ALTA DA TÍBIA COM CUNHA DE ABERTURA MEDIAL: RELEVÂNCIA BIOMECÂNICA DA CORTICAL OPOSTA

OPEN WEDGE TIBIAL OSTEOTOMY: BIOMECHANICAL RELEVANCE OF THE OPPOSITE CORTEX FOR THE FIXATION METHOD

RAFAEL LARA DE FREITAS, RODRIGO CÉSAR ROSA, CLEBER ANTONIO JANSEN PACCOLA, ANTÔNIO CARLOS SHIMANO, MAURÍCIO KFURI JÚNIOR

RESUMO

Objetivo: Avaliar o impacto da integridade da cortical lateral osteotomia alta de tibia (OAT) com cunha de abertura. Métodos: Modelos experimentais artificiais em poliuretano foram fixados com placa DCP® 4,5mm. Cunhas de abertura foram confeccionadas para simular a distração da osteotomia alta da tibia. Realizadas falhas na cortical lateral para simular fraturas e fixadas com diferentes tipos de parafusos. Ensaio de torção e compressão axial foram realizados. 04 diferentes grupos foram constituídos. Resultados: As medidas de torção registradas no grupo com cortical íntegra foram superiores àquelas obtidas no grupo com cortical rompida ($p < 0,001$) e estatisticamente equivalentes aos grupos com cortical rompida associado à parafuso de estabilização lateral de compressão ou de posição ($p > 0,05$). As medidas de compressão obtidas no grupo com cortical íntegra foram superiores aos demais grupos ($p < 0,001$). Em torção e compressão não houve diferença estatística entre os tipos de parafuso de estabilização lateral ($p > 0,05$). Conclusão: A cortical lateral íntegra agrega estabilidade às osteotomias com cunha de abertura medial. Modelo com cortical íntegra evidenciou superioridade biomecânica em rigidez nos ensaios de torção e compressão. Nos ensaios torcionais, os modelos com falha de continuidade cortical com parafusos de estabilização lateral de compressão ou de posição apresentaram equivalência aos modelos com cortical íntegra.

Descritores: Osteotomia. Fraturas da tibia. Biomecânica.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the role of lateral tibial cortex integrity in open wedge tibial osteotomy (OWTO). Methods: Experimental models of polyurethane fibers, simulating tibial models and modified with open wedge osteotomies were fixed with DCP® straight 4.5 mm plates. Four groups were constituted: two with cortical integrity and two with a gap in the lateral tibial cortex. Biomechanical analysis of torsion and axial compression were performed. Results: The measures of twist recorded in the group with cortical integrity were higher than those obtained in the group with noncontinuous cortices ($p < 0.001$). The groups with cortical gap on the lateral side that were fixed with screws had a biomechanical behavior comparable to the group with cortical integrity. Measures of compression obtained in the group with full cortical integrity were greater than those of other groups ($p < 0.001$). In torsion and compression, no statistical difference between lag and position screws on the lateral cortical was demonstrated ($p > 0.05$). Conclusion: Integrity of lateral tibial cortex adds stability to open wedge tibial osteotomies. Models with lateral cortical integrity demonstrated superiority in biomechanical stiffness even under torsion or compression. In torsion tests, models with a gap on the lateral cortex, fixed with a lag or position screw to promote lateral stabilization had similar biomechanical behavior to those with lateral cortex integrity.

Keywords: Osteotomy. Tibial fractures. Biomechanics.

Citação: Freitas RL, Rosa RC, Paccola CAJ, Shimano AC, Kfuri Júnior M. Osteotomia alta da tibia com cunha de abertura medial: relevância biomecânica da cortical oposta. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2010; 18(4):224-9. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>

Citation: Freitas RL, Rosa RC, Paccola CAJ, Shimano AC, Kfuri Júnior M. Open wedge tibial osteotomy: biomechanical relevance of the opposite cortex for the fixation method. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2010; 18(4):224-9. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>

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

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – USP - Ribeirão Preto (SP), Brasil.

Trabalho realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil. Endereço para Correspondência: Rua Severiano Amaro dos Santos 700 apto 32 Jardim Botânico. CEP 14021-620 Ribeirão Preto, SP Brasil. E-mail: dr.rafalara@ig.com.br

Trabalho recebido em 27/09/09, aprovado em 18/01/10

INTRODUÇÃO

A osteotomia corretiva é um método eficaz para o tratamento da osteoartrose unicompartmental do joelho, particularmente em pacientes jovens e ativos.¹

Em seu trabalho clássico, Jackson et al.² descreveram a técnica da osteotomia proximal da tibia (OPT) como alternativa para o tratamento da artrose do joelho com alinhamento em varo. Nesta série o autor apresenta resultados mais consistentes, promovendo melhora da dor e uma amplitude de movimento mais satisfatória. Em nosso meio Paccola et al.³ reproduziram a técnica de Bruner e Weber utilizando, entretanto para isto, a modificação de uma placa semitubular.

Em decorrência do emprego da cunha de subtração lateral ter sido utilizada como método padrão nos últimos 30 anos, esta técnica tem demonstrado elevados índices de complicações relacionadas à ressecção de cunha óssea, exposição ampla de partes moles, osteotomia da fíbula e complicações neurológicas, principalmente com o nervo peroneal.^{1,4,5} A osteotomia alta da tibia (OAT) lateral pode estar ainda associada a dificuldades para a realização de prótese total do joelho, baseado no fato de que ocorre um rebaixamento da interlinha articular e alterações da inclinação ântero-posterior da tibia proximal.⁶

Apesar da OAT medial não apresentar estas desvantagens podem ocorrer complicações como: possibilidade de perda secundária, não consolidação e morbidade no sítio doador de enxerto autólogo.^{4,7} Vantagens teóricas para a osteotomia com cunha de abertura medial seriam a sua simplicidade técnica que não demanda a ressecção de uma cunha tridimensional exata e nem a osteotomia da fíbula. Além disso, tem chances reduzidas de patela baixa e preserva o estoque ósseo do joelho, fatos estes que poderiam ser facilitadores em caso de conversão futura para artroplastia total do joelho.⁸

Um conceito biomecânico relevante nas OAT refere-se a estabilidade da osteotomia medial de cunha de adição baseia-se na integridade da cortical lateral.

Paccola e Fogagnolo⁹ descreveram técnica de estabilização da cortical lateral da tibia com parafuso de esponjosa de rosca parcial. No estudo evidenciaram aumento da estabilidade de fixação com pequena adição de tempo cirúrgico e prevenindo a fratura da cortical lateral com perda do alinhamento ósseo. Neste estudo o uso de placas DCP[®] estreitas de 4,5mm para estabilização medial da osteotomia mostrou-se uma alternativa viável e bastante racional do ponto de vista de diminuir custos para o procedimento.

Em busca de mais evidências Miller et al.¹⁰ demonstraram após análise biomecânica comparando o emprego de grampos de Blount únicos, duplos e placa periarticular lateral que a ruptura da cortical lateral da tibia.

Kazimoglu et al.⁸ em estudo comparativo biomecânico avaliando 4 tipos de fixação da cortical lateral na osteotomias de cunha de adição medial. Em espécimes de ovelhas comparou placa Puddu[®] sem fixação lateral, placa de Puddu[®] associada à placa em T lateral, placa de Puddu[®] com grampos e fixador externo circular.

O fato é que, até a presente data, não há evidências claras e bem definidas da participação da cortical lateral oposta na estabilidade do conjunto nas osteotomias de cunha de adição medial, assim como, sobre qual o melhor método de fixação.

MATERIAIS E MÉTODOS

As dependências do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo foram utilizadas para aferir as propriedades mecânicas de diferentes configurações de implantes para osteotomias tibiais com cunha de abertura medial.

Utilizamos espécimes de espuma rígida de poliuretano reforçadas por resina epóxi com anatomia similar à tibia, sem irregularidades e com orifício interno simulando o canal medular do osso, modelo 1110 (Synbone[®], Suíça). (Figura 1)

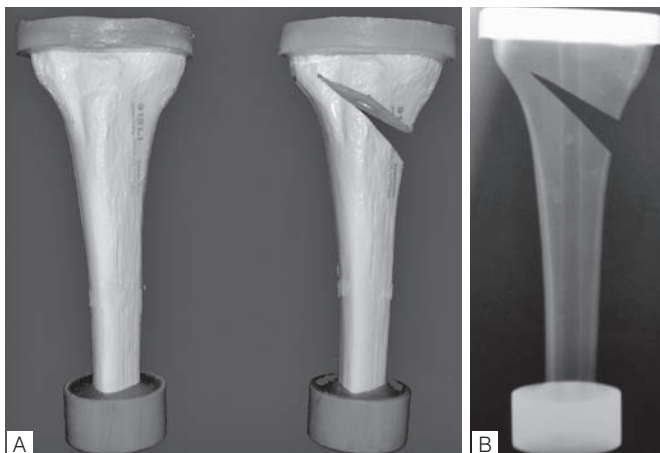


Figura 1 – Modelos em espuma rígida de poliuretano: a) Íntegro e com cunha de adição medial para simular a distração da osteotomia alta da tibia; b) Ilustração radiográfica.

Selecionamos placas DCP[®], estreitas para grandes fragmentos (4,5mm) e parafusos corticais 4,5mm, não auto-perfurantes, em aço inoxidável ASTM F138 que segue as normas NBR-ISO-5832-1, contendo 04 orifícios (Synthes[®], Brasil). (Figura 2)

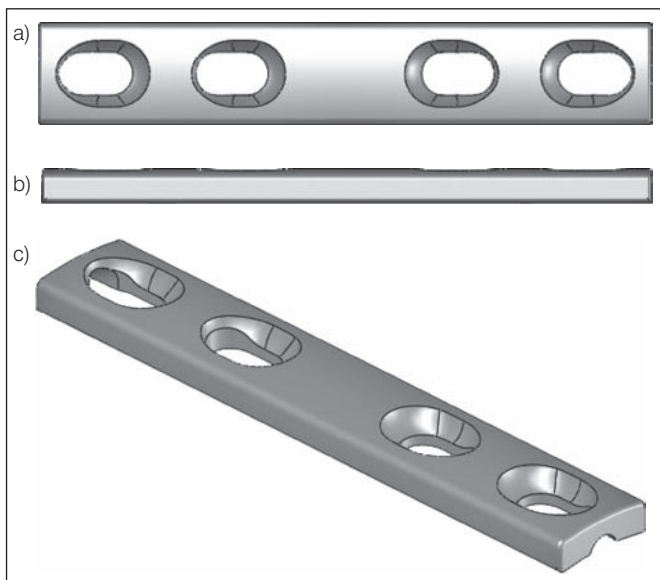


Figura 2 – Esquemática demonstrando a placa DCP[®] estreitas de grandes fragmentos contendo 04 orifícios. A) vista superior b) vista lateral c) vista oblíqua.

Os parafusos empregados para a fixação da cortical lateral rompida ou falha (GAP) foram de esponjosa para grandes fragmentos (6,5mm) com rosca total ou parcial de 32 mm. A inserção dos parafusos foi realizada com chave sextavada adaptada a um torquímetro calibrado. Adotamos o torque de 2Nm como parâmetro final de aperto para cada ensaio mecânico.

Com o intuito de avaliar precisamente a angulação destas osteotomias em relação ao eixo mecânico do membro inferior foram confeccionadas, junto à Oficina de Precisão Mecânica da PCARP-USP de Ribeirão Preto, cunhas com angulações pré-estabelecidas contemplando uma abertura de 15 mm ou 15 graus.

Foram constituídos grupos quanto à integridade da cortical lateral ou não e ao tipo de técnica de fixação da cortical lateral com o emprego de parafuso de estabilização lateral. (Quadro 1) Realizamos 6 ensaios para cada modelo em torção e em compressão na fase elástica do sistema. (Figura 3)

Quadro 1 – Agrupamentos

Grupo	Implante	Cortical oposta	Parafuso	Denominação
I	DCP	íntegra	convencional	DCP_CI_CV
II	DCP	rompida (gap)	convencional	DCP_CR_GAP_CV
III	DCP + parafuso lateral + compressão	rompida (gap)	convencional	DCP_CR_GAP_CV_COMP
IV	DCP + parafuso lateral + posição	rompida (gap)	convencional	dCP_CR_GAP_CV_POS

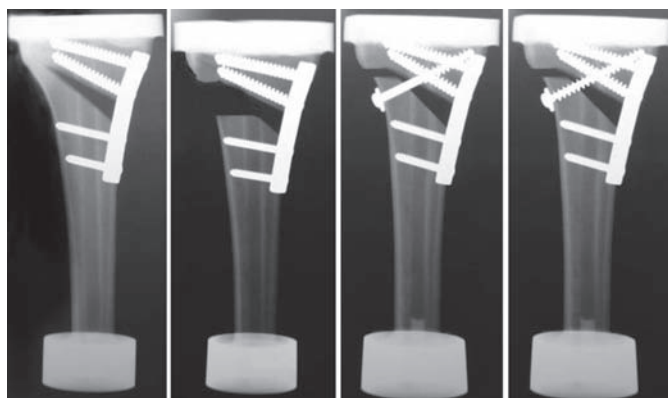


Figura 3 – Radiografias dos modelos: A) cortical íntegra, B) cortical rompida(GAP), C) parafuso de estabilização lateral com compressão, D) parafuso de estabilização lateral com compressão.

No grupo com cortical rompida ou falha, a osteotomia medial foi realizada e a fixação com a placa foi realizada seguida de ruptura da cortical lateral com serra manual mantendo uma falha óssea de 15 mm. Empregamos a técnica padrão para a realização da cunha medial de adição.

No grupo com cortical rompida e parafuso na cortical lateral, empregamos parafuso de esponjosa de 6,5 mm com rosca total ou parcial de 32 mm. O ponto de introdução foi padronizado à 40 mm da superfície articular lateral do espécime tibial. Estes parafusos foram associados ao uso de arruelas lisas correspondentes.

Os ensaios foram realizados na Máquina Universal de Ensaios (M.U.E) mecânicos no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, modelo INSTRON 55 MT® (Illinois, EUA) para os ensaios de torção (Figura 3) e modelo EMIC® (Paraná, Brasil) – DL 10000 KN para compressão axial. (Figura 4) A máquina de ensaio de torção possui uma interface com o software Partner® que permite a aquisição de dados referentes ao tempo, torque e deformação angular do material analisado, realizando por mecanismos internos, cálculos que definem os valores das propriedades mecânicas de rigidez

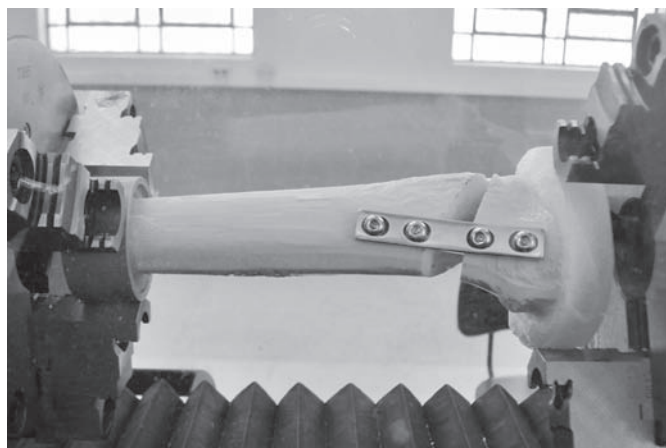


Figura 4 – Modelo com cortical íntegra durante o ensaio mecânico de torção (vista lateral).

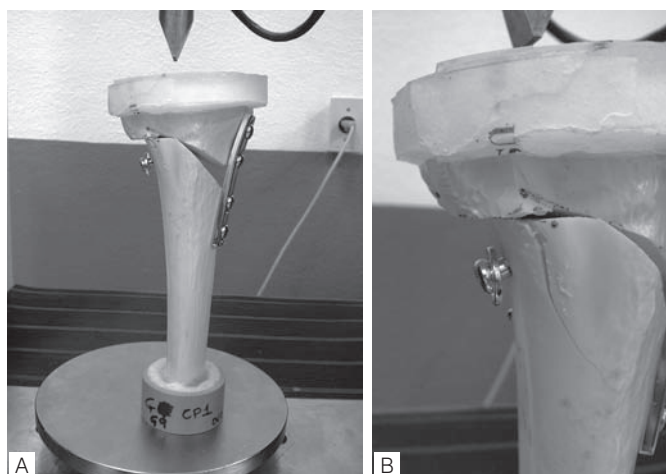


Figura 5 – Modelo com cortical rompida e parafuso de estabilização lateral de compressão após ensaio mecânico de compressão axial: a) falência do sistema; b) deformação da cortical lateral e protusão do parafuso lateral através do talo liso.

relativa. Os parâmetros estipulados para os ensaios foram analisados por um programa de software, que forneceu os gráficos e os relatórios dos experimentos. A máquina de ensaio de compressão axial possui uma interface com o software Tesc® que permite a coleta e análise de dados referentes ao tempo, carga e deformação do material.

Os parâmetro de carga estabelecidos para compressão axial e para os ensaios torcionais baseados nas estimativas sobre carga no joelho durante marcha leve.¹¹

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O método de Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas foi utilizado para as variáveis rigidez e deformação angular. Como desejávamos comparar grupos específicos com entre eles, utilizamos o método de Bonferroni para as comparações *post hoc*. Em relação ao modelo íntegro e com cunha medial sem adição utilizamos a comparação com o percentual de rigidez calculado por regra matemática.

Adotamos como nível de significância $p \leq 0.05$, sendo utilizado para os cálculos dos testes o programa estatístico GraphPad® (Califórnia, USA).

RESULTADOS

Para fins de otimizar o entendimento das medidas obtidas descrevemos, a seguir, os resultados da comparação entre a rigidez das montagens com cortical íntegra, com cortical lateral rompida (GAP) e a associação da cortical lateral rompida (GAP) com estabilização com parafuso lateral de compressão ou de posição.

Ensaio de torção

Os agrupamentos foram avaliados com torque limite de 7Nm. Os valores médios de rigidez nos ensaios de torção são evidenciados na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores médios de rigidez da montagem nos ensaios de torção com cortical lateral íntegra, cortical lateral rompida (GAP) e com cortical lateral rompida associado à parafuso de parafuso de estabilização lateral de compressão e posição.

Cortical íntegra	Média	Desvio padrão
DCP_CI	1,359	0,07867
DCP_CR_GAP	0,8262	0,1384
DCP_CR_GAP_PL_COMP	1,318	0,1505
DCP_CR_GAP_PL_POS	1,289	0,1085

Houve diferença entre os grupos estudados conforme demonstrado na Tabela 2. A análise múltipla comparativa de Bonferroni considera que se t é maior que 2,927 então o valor é p menor que 0,05.

Tabela 2 - Comparação entre os grupos com torque de 7Nm

Comparação	Diferença Média (N)	T	Valor de p
DCP_CI_CV x DCP_CR_GAP_CV	0,5327	7,548	*** $p < 0,001$
DCP_CI_CV x DCP_PL_COMP	0,04075	0,5448	Ns $p > 0,05$
DCP_CI_CV x DCP_PL_POS	0,0702	0,9386	Ns $p > 0,05$
DCP_CR_GAP_CV X DCP_PL_COMP	-0,4919	6,971	*** $p < 0,001$
DCP_CR_GAP_CV X DCP_PL_POS	-0,4625	6,553	*** $p < 0,001$
DCP_PL_COMP x DCP_PL_POS	0,02945	0,3937	Ns $p > 0,05$

As medidas evidenciaram que ao compararmos os grupos com a placa DCP® houve diferenças significativas pelo teste *post hoc* de Bonferroni nas medidas de torção. Cortical íntegra = parafuso lateral de compressão = parafuso lateral de posição ($p > 0,05$) > cortical rompida ($p < 0,001$). (Figura 6)

Ensaio de compressão

Os agrupamentos foram avaliados com força máxima no limite de 400 N.

Os valores médios de rigidez nos ensaios de compressão são evidenciados na Tabela 3.

Houve diferença entre os grupos estudados conforme demonstrado na Tabela 4. A análise múltipla comparativa de Bonferroni considerou que se t é maior que 2,927 então o valor do p é menor que 0,05.

As medidas evidenciaram que ao compararmos os grupos com a placa DCP houve diferenças significativas pelo teste *post hoc* de

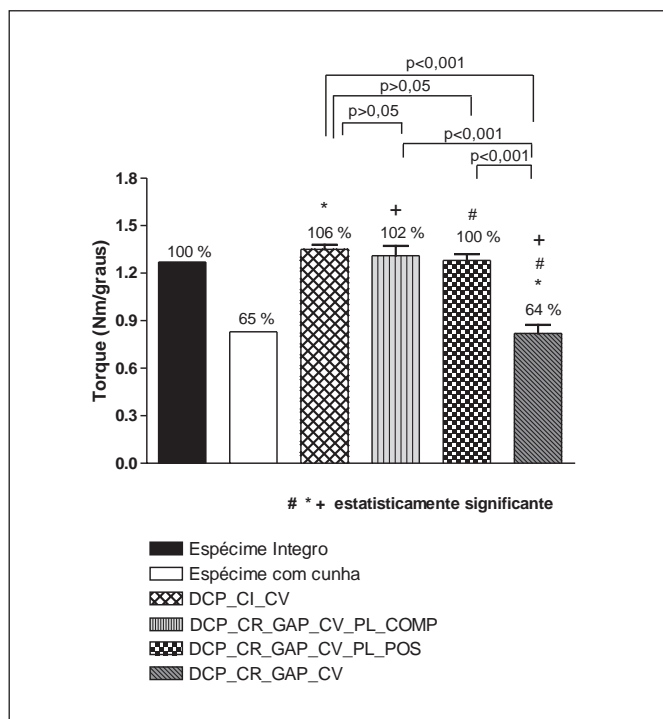


Figura 6 - Médias dos valores de rigidez nos ensaios de torção com placa DCP® na osteotomia alta da tíbia e os percentuais entre os grupos com cortical lateral íntegra e com cortical lateral rompida com parafuso de estabilização lateral. Os conectores apresentam as estatísticas entre os grupos.

Tabela 3 - Valores médios de rigidez da montagem nos ensaios de compressão com cortical lateral íntegra, cortical lateral rompida (GAP) e com cortical lateral rompida associado à parafuso de parafuso de estabilização lateral de compressão e posição.

Cortical íntegra	Média N/m x 10 ⁶	Desvio padrão
DCP_CI	0,625201	0,1107
DCP_CR_GAP	0,132491	0,0328
DCP_CR_GAP_PL_COMP	0,351517	0,0315
DCP_CR_GAP_PL_POS	0,322867	0,0799

Tabela 4 - Comparação entre os grupos com Força Máxima limite de 400 N

Comparação	Diferença Média (N)	T	Valor de p
DCP_CI_CV x DCP_CR_GAP_CV	492710	11,852	*** $p < 0,001$
DCP_CI_CV x DCP_PL_COMP	273684	6,583	*** $p < 0,001$
DCP_CI_CV x DCP_PL_POS	302334	7,272	*** $p < 0,001$
DCP_CR_GAP_CV X DCP_PL_COMP	-219026	5,269	*** $p < 0,001$
DCP_CR_GAP_CV X DCP_PL_POS	-190376	4,579	** $p < 0,01$
DCP_PL_COMP x DCP_PL_POS	28650	0,6892	Ns $p > 0,05$

Bonferroni nas medidas de compressão axial. Cortical íntegra ($p < 0,001$) > parafuso lateral de compressão = parafuso lateral de posição ($p > 0,05$) > cortical rompida ($p < 0,001$). (Figura 7)

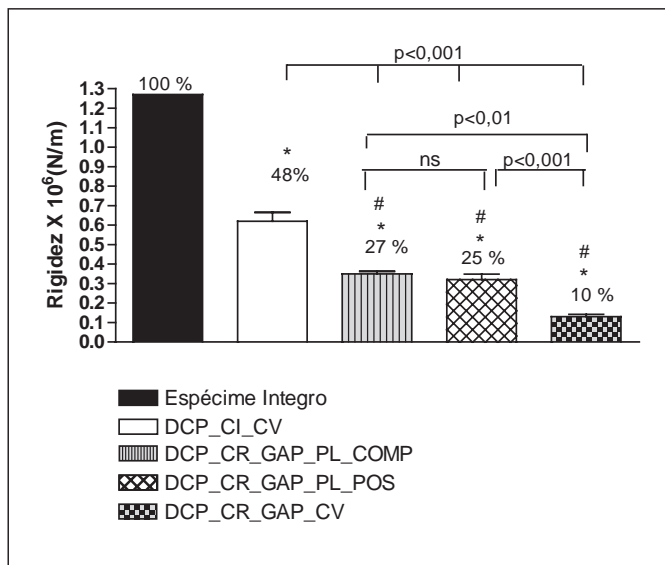


Figura 7 – Médias dos valores de rigidez nos ensaios de compressão com placa DCP® na osteotomia alta da tíbia e os percentuais entre os grupos com cortical lateral íntegra e com cortical lateral rompida com parafuso de estabilização lateral. Os conectores apresentam as estatísticas entre os grupos.

DISCUSSÃO

A técnica mais empregada atualmente para se obter a estabilidade das osteotomias tibiais é a cunha de abertura medial com placa.^{12,13} Em nosso estudo empregamos a placa DCP® de grandes fragmentos e parafusos convencionais sem o princípio da estabilidade angular ou o emprego de espaçadores.

Procuramos saber se o uso deste implante na osteotomia alta da tíbia assegura estabilidade mecânica suficiente para as cargas submetidas ao joelho durante atividades cotidianas ou até mesmo em situações pós-operatórias para a liberação de carga precoce sobre o membro operado. Mais do que isto, analisamos o efeito da fratura da cortical lateral, assim como a fixação por diferentes tipos de parafusos. Sabemos que a fratura da cortical lateral pode ocorrer em eventos cirúrgicos como complicação da distração da cunha de adição medial^{14,15}. Documentamos a interferência da magnitude da torção e da compressão obtida através de ensaios mecânicos. Desconhecemos, até a presente data, estudo biomecânico proposto a fazer a avaliação deste tipo de implante de fácil acesso nos hospitais.

Para padronização do estudo foram realizados ensaios mecânicos para análise do módulo de elasticidade do corpo de prova em poliuretano.

Cristofolini et al.¹⁶ após análises biomecânicas consideraram os espécimes ósseos de fêmur em poliuretano adequados para ensaios mecânicos, especialmente em análises comparativas, provendo elevada reprodutibilidade. Desta forma, ratificamos estar trabalhando com espécimes homogêneos quanto ao seu comportamento mecânico.

Nas osteotomias tibiais mediais com cunha de adição à moldagem e o posicionamento do implante são elementos essenciais da técnica cirúrgica. Para evitar variáveis no estudo, optamos pelo uso de placas retas previamente modeladas com a mesma angulação antes do início dos ensaios mecânicos e trabalhamos na fase elástica do material para evitar deformações residuais.

Realizamos um projeto piloto onde analisamos o comportamento mecânico dos espécimes em poliuretano íntegro e com cunha sem a placa medial. Submetemos estes espécimes à ensaios de torção e compressão destrutivos para obter os módulos de elasticidade assim como para determinarmos a fase elástica dos modelos.

O trabalho agregou a preocupação de realizarmos o posicionamento dos parafusos nos orifícios da placa DCP® com angulações pré-estabelecidas. Com o intuito de evitar o conflito dos parafusos mediais com o parafuso de estabilização lateral. Para isso foi necessário a padronização do ponto de entrada do parafuso lateral a 40 mm da superfície tibial proximal e da realização da falha com 5 mm, evitando desta maneira, o apoio das corticais proximal e distal na face lateral da tíbia. O fato de trabalharmos com o posicionamento seguindo a técnica recomendada e padronizando o ponto de entrada do parafuso lateral nos assegurou reprodutibilidade nas perfurações, fato que não teria sido possível com perfurações aleatórias e com resultados enviesados.

Nossos resultados nos ensaios de compressão axial evidenciaram a relevância da cortical lateral íntegra na estabilidade da OAT, uma vez que, o modelo com a cortical preservada demonstrou superioridade estatística. Este dado assemelha-se aos resultados encontrados na literatura^{11,12,13}.

Fato que nos surpreendeu foi a equivalência estatística dos parafusos na cortical lateral seja pela técnica de posição ou de compressão demonstrando o controle rotacional e aumentando a rigidez angular de tal forma a se comportar como uma cortical íntegra.

Miller et al.¹⁰ evidenciou em trabalho biomecânico através de ensaios cíclicos significativa redução da resistência axial e torcional associado a aumento de micromovimentos na osteotomia medial, onde a estabilização dos modelos com cortical rompida evidenciaram maior efetividade nos seus ensaios quando comparados com modelos sem estabilização. O modelo do autor difere da nossa pesquisa em função dos ensaios realizados, entretanto, reforçamos a teoria com os ensaios de torção e compressão axial na fase elástica de que a cortical lateral rompida necessita de estabilização e o parafuso de esponjosa é suficiente para isto e pode ser introduzido com técnica percutânea.

Como relatado no trabalho de Paccola e Fogagnolo⁹ a técnica de estabilização da cortical lateral da tíbia com parafuso de esponjosa pode fornecer estabilidade adicional à fixação com a placa DCP® medial. Além do mais, em casos de intercorrências cirúrgicas onde a fratura inadvertida possa ocorrer, a fixação previne a perda do alinhamento ósseo. Na análise destes autores evidencia-se pequena adição de tempo cirúrgico. Um dos pontos fortes deste trabalho foi o de apresentar a placa DCP® complementada por parafuso de 6,5mm na cortical oposta, implantes de baixo custo e acessível em hospitais brasileiros, como alternativa viável à fixação de osteotomias tibiais. Este estudo clínico, não foi precedido por análise biomecânica, fato que nos motivou a realizar este estudo.

Baseado em estimativas sobre a carga no joelho durante uma marcha leve os parâmetro de carga estabelecidos para compressão axial foi adotado limite de compressão de 400 N. Este valor equivale a carga parcial de apoio ao solo e foi determinado em nosso estudo em função do projeto piloto que manteve o grupo com cortical rompida sem o contato das corticais durante os ensaios de compressão. Para os ensaios torcionais adotamos

torque limite de 7 Nm que supera as cargas rotacionais sobre o joelho durante uma caminhada leve.

Vários autores ratificam a possibilidade de se obter estabilidade com diferentes tipos de placas na osteotomia com cunha de adição medial¹⁷.

A interferência na magnitude, entretanto, demonstrou significância para a grupo com a cortical íntegra onde a torção e a compressão apresentaram valores médios superiores aos demais grupos.

O uso de placas DCP® nas osteotomias da tíbia não constitui um padrão técnico, fato que dificultou a busca de trabalhos que pudessem servir como parâmetro para comparação com nossos resultados. Entretanto, nossos resultados nos incentivam a seguir pesquisando, em modelos experimentais, diferenças biomecânicas entre os diferentes tipos de fixação existentes e as placas DCP®.

Nossa proposta segue sendo a busca de uma validação biomecânica e técnica para o emprego de implantes que sejam acessíveis à maioria dos ortopedistas em nosso meio, que se dedicam ao tratamento das deformidades do joelho.

CONCLUSÕES

A integridade da cortical lateral é um fator importante para o aumento da rigidez da fixação das osteotomias altas da tíbia. O emprego de implantes sem estabilidade angular é uma alternativa viável, visto que as montagens resultantes são capazes de resistir às forças mecânicas comparáveis às de aplicação de carga parcial sobre o membro. O emprego de um parafuso na cortical lateral, seja ele de compressão ou de posição, agrega estabilidade à fixação com placas do tipo DCP® estreitas aplicadas na face medial da tíbia.

REFERÊNCIAS

1. Virolainen P, Aro HT. High tibial osteotomy for the treatment of osteoarthritis of the knee: a review of the literature and a meta-analysis of follow-up studies. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004;124:258-61.
2. Jackson JP. Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 1958;40:826.
3. Paccola ACJ, Lemos ERS, Kunioka CT, Vaz Junior AJ. Fixação interna para osteotomia valgizante alta da tíbia. *Rev Bras Ortop.* 1990;25:303-10.
4. Spahn G, Wittig R. Primary stability of various implants in tibial opening wedge osteotomy: a biomechanical study. *J Orthop Sci.* 2002;7:683-7.
5. Zhim F, Laflamme GY, Viens H, Saidane K, Yahia L. Biomechanical stability of high tibial opening wedge osteotomy: Internal fixation versus external fixation. *Clin Biomech.* 2005;20:871-6.
6. Whitehead TS, Willits K, Bryant D, Giffin JR, Fowler PJ. Impact of medial opening or lateral closing wedge tibial osteotomy on bone resection and posterior cruciate ligament integrity during total knee. *J. Arthroplasty.* 2009;24:979-89.
7. Lobenhoffer P, Agnerkirschiner JD. Improvements in surgical technique of valgus tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11:132-8.
8. Kazimoglu C, Akdogan K Y, Sener M, Kurtumulus A, Karapinar H, Uzun B. Wich is the best fixation method for lateral cortex disruption in the medial open wedge high tibial osteotomy. A biomechanical study. *Knee* 2008; 15:305-8
9. Paccola CAJ, Fogagnolo F, Open wedge high tibial osteotomy: a technical trick to avoid loss of reduction of the opposite cortex. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13:19-22.
10. Miller BS, Dorsey WO, Bryant CR, Austin JC. The effect of lateral cortex disruption and repair on the stability of the medial opening wedge high tibial osteotomy. *Am J Sports Med.* 2005;33:1552-7.
11. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 1991;9:113-9.
12. Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. a ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:332-54.
13. Stuart MJ, Beachy AM, Grabowski JJ, Jan KN, Kaufman KR. Biomechanical evaluation of a proximal tibial opening-wedge osteotomy plate. *Am J Knee Surg.* 1999;12:148-53.
14. Brouwer RW, Bierma-Zeinstra SM, Van Raaj TM, ET AL. Osteotomy for medial compartment arthritis of the knee using a clsing wedge or an opening wedge controlled by a Puddu plate: a randomised controlled study. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:1454-9.
15. Flamme CH, Kohn D, Kirschl L. Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1999;119:450-5.
16. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech.* 2000;33:279-88.
17. Stoffel K, Stachowiak G, Kuster M. **Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate.** *Clin Biomech.* 2004;19:944-50.