

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE FÊMURES PROXIMAIS COM DESVIOS AXIAIS PATOLÓGICOS

Sarah Fakher Fakhouri, Universidade Federal de Uberlândia (Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, sarahfakhouri@yahoo.com.br)

Marcília Valéria Guimarães, Universidade Federal de Uberlândia (Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, mygmad@gmail.com)

Cleudmar Amaral Araújo, Universidade Federal de Uberlândia (Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, cleudmar@mecanica.ufu.br)

Marcos Massao Shimano, Universidade Federal do Triângulo Mineiro, mmshimano@gmail.com

Daniel Maranhão, Universidade de São Paulo (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto), danielmaranhao@hotmail.com

Antônio Carlos Shimano, Universidade de São Paulo (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto), ashimano@fmrp.usp.br

José Batista Volpon, Universidade de São Paulo (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto), jbvolpon@fmrp.usp.br

Resumo. Desvios patológicos do alinhamento segmentar alteram profundamente a distribuição de tensões no osso com interferência na microestrutura óssea e no rendimento mecânico. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a repercussão de vários desvios patológicos nas articulações proximais no fêmur utilizando fotoelasticidade de transmissão plana. Os resultados mostraram que, em geral, na maior parte dos tipos de desvios, as tensões internas foram maiores na região calcar e menores na região trocântica seguida pelo terço distal da cabeça do fêmur. Este estudo permitiu desenvolver melhores critérios de correção dos desvios angulares, avaliar os desvios que mais prejudicaram o eixo mecânico e a descarga de esforços ósseos e articulares dos membros inferiores e fornecer um futuro aperfeiçoamento de estudos com próteses.

Palavras chave: alinhamento, eixo mecânico, fotoelasticidade, tensões, membro inferior.

1. INTRODUÇÃO

As deformidades dos membros inferiores no plano frontal são uma das causas mais frequentes de consulta em Ortopedia. Nesse plano as deformidades são mais frequentes na população pediátrica em atendimento em hospital terciário e podem ser a expressão clínica de inúmeras afecções ortopédicas, metabólicas ou traumáticas. Sua importância aumenta à medida que, na idade adulta, o desenvolvimento e a progressão da osteoartrose do joelho podem correlacionar-se com o grau da deformidade (Herring, 2002; Tetsworth e Paley, 1994; Johnson, Leitzl e Waugh, 1980; McKellop et al., 1991).

Como os membros inferiores são, também, um importante segmento de descarga de peso, as angulações causam modificações na distribuição dessas forças nos ossos e articulações. De acordo com a clássica lei de Wolff, a forma e a estrutura interna dos ossos refletem a solicitação mecânica e a distribuição de forças suportadas. Isto faz com que regiões que recebem mais carga tornem-se mais resistentes (maior densidade óssea) e, em contrapartida, aquelas submetidas a menores solicitações mecânicas sofram osteopenia (desuso). A descarga das forças locais é diretamente influenciada pelas relações angulares entre os segmentos ósseos. Assim, há relação direta entre a distribuição de forças pelos ossos e sua microarquitetura e, no caso de forças anormais, degeneração articular. O que se nota, também, é que todos os ângulos e desvios estão relacionados (Tang, Zhu e Chiu, 2000; Berger et al., 1998; Powers, Maffucci e Hampton, 1995).

O propósito desta pesquisa foi estudar em detalhes as repercussões dos vários desvios anatômicos nas articulações proximais dos fêmures utilizando a fotoelasticidade de transmissão plana. A aplicação de forças de compressão produz tensões internas capazes de determinar de forma qualitativa e quantitativa os níveis e as distribuições de tensões ao longo dos ossos e nas articulações, já que, mudança no alinhamento causa a redistribuição dessas tensões (Hsu et al., 1990).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Seleção dos Casos de Deformidades

A pesquisa teve como base imagens dos ossos dos membros inferiores (fêmur e tíbia) obtidas de radiografias panorâmicas frontais dos membros inferiores de indivíduos portadores de alterações dos eixos anatômicos e mecânicos do fêmur e/ou tíbia, tanto na região metafisária, quanto diafisária do osso. Estes indivíduos foram tratados no Setor de Ortopedia Pediátrica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

2.2. Critérios de Inclusão e Exclusão

Foram incluídos na pesquisa radiografias panorâmicas de sujeitos que apresentam desvios simples do alinhamento dos membros inferiores no plano frontal. Foram excluídos sujeitos que apresentarem radiografias sem qualidade técnica. Também, não foram incluídos desvios grotescos ou combinados em mais de um plano, ou mais de um desvio em um mesmo osso. Foram selecionadas radiografias com os seguintes desvios: coxa vara, fêmur varo, geno valgo por desvio na extremidade do fêmur, geno varo por desvio na extremidade proximal da tibia, tornozelo valgo, tornozelo varo, varismo da diáfise da tibia e fêmur e tibia sem desvio de eixos patológicos. Foi utilizado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, lido e assinado de forma individual por todos os pacientes selecionados para a pesquisa (139.074).

2.3. Análises das radiografias

Os parâmetros utilizados para traçar os eixos mecânicos e anatômicos foram de acordo com as orientações de Paley et al., (1994). Os valores dos eixos mecânico e dos ângulos cervicodiafisário (124-136°) e articular tibial distal lateral foram apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores dos eixos mecânico e dos ângulos cervicodiafisário e articular tibial distal lateral das radiografias utilizadas.

Desvios	Ângulo cervicodiafisário	Ângulo articular tibial distal lateral	Eixo mecânico do membro inferior (mm)
Coxa vara à direita	118°	88°	Lateral - valgo 6,27
Fêmur varo (diáfise)	146°	92°	Medial - varo 53,43
Geno valgo por desvio na extremidade do fêmur	138°	87°	Lateral - valgo 7,05
Geno varo por desvio na extremidade proximal da tibia	141°	96°	Medial - varo 79,13
Tornozelo valgo	143°	53°	Lateral - valgo 18,67
Tornozelo varo	131°	95°	Medial - varo 6,42
Varismo da diáfise da tibia	134°	95°	Medial - varo 24,51
Fêmur e tibia sem desvios de eixos patológicos	133°	87°	Medial - varo 18,22

2.4. Modelos geométricos

As geometrias dos fêmures e das tibias foram obtidas através das radiografias panorâmicas frontais. Essas radiografias foram escaneadas em alta resolução, mantendo as dimensões reais dos fêmures e das tibias. As imagens foram inseridas no programa AutoCAD® para criação do contorno dos ossos por meio da função Spline Fig. (1).

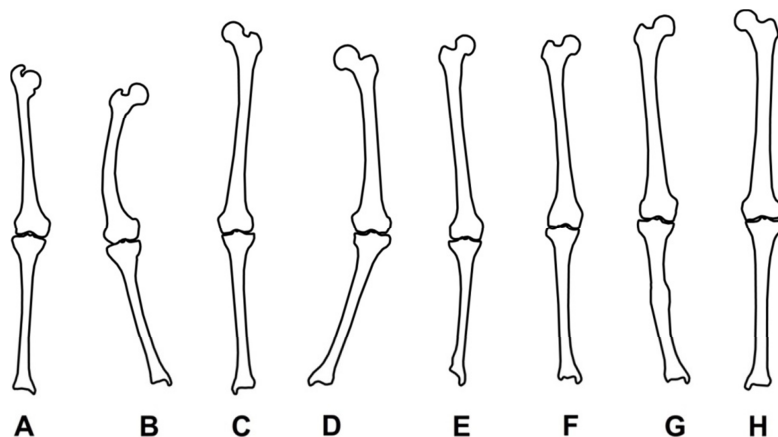


Figura. 1 Modelos geométricos obtidos a partir das radiografias utilizadas nesta pesquisa. A- Coxa vara, B- Fêmur varo (deformidade na diáfise), C- Geno valgo por desvio na extremidade do fêmur, D- Geno varo por desvio na extremidade proximal da tibia, E- Tornozelo valgo, F- Tornozelo varo, G- Varismo da diáfise da tibia, H- Fêmur e tibia sem desvios de eixos patológicos

2.5. Modelo fotoelástico

A partir dos modelos geométricos foram confeccionados moldes em acrílico dos fêmures e das tíbias, por meio de cortes especiais em jato d'água, permitindo uma rígida padronização para a técnica experimental (fotoelasticidade). Para a obtenção dos modelos fotoelásticos foram utilizados quatro moldes fotoelásticos, em acrílico, sendo dois para os fêmures e dois para as tíbias. A borracha de silicone da empresa Master[®] foi vazada dentro do molde fotoelástico. Desta forma, foi confeccionada uma placa de silicone que foi posicionada no interior do molde. Por cima desta placa foi colocado o molde de acrílico do fêmur ou da tíbia, confeccionada anteriormente. Após esse procedimento, a mistura silicone e agente catalizador foi vazada no interior do molde fotoelástico permitindo a reprodutibilidade e bom acabamento superficial do molde de acrílico do fêmur ou da tíbia.

No interior do molde de acrílico do fêmur ou da tíbia apenas as regiões proximais e distais destas estruturas ósseas foram preenchidas com resina epóxi fotoelástica flexível e agente catalizador (Polipox[®]). Os corpos ou diáfises destas estruturas foram confeccionados em acrílico. Os limites dos segmentos articulares proximais e distais (quadril, joelho e tornozelo) foram definidas pelo quadrado epifisário de Heim, cujos lados têm o mesmo comprimento que a parte mais larga da epífise (Slongo et al., 2007).

Foram confeccionados dezesseis modelos fotoelásticos para todos os grupos experimentais, sendo oito fêmures e oito tíbias. Todos os modelos possuíam 15,0 mm de espessura. A resina fotoelástica utilizada apresenta uma constante óptica de 0,2 N/mm franja, Módulo de Elasticidade de 4,51 MPa e Coeficiente de Poisson de 0,4 v.

A análise fotoelástica foi realizada em um Polariscópio de Transmissão por meio da aplicação de uma força de compressão. O acetábulo foi representado de forma anatômica em dois planos, por meio de molde em acrílico, para cada tipo de desvio dos eixos anatômico e mecânico do fêmur e da tíbia. O molde acetabular foi posicionado de forma anatômica sobre a cabeça femoral, e um molde intra-articular de borracha de silicone foi interposto para preencher uniformemente o espaço entre o molde acetabular e femoral, e simular biomecanicamente a cartilagem articular. Foi aplicada uma força de compressão de 8 N no topo da cabeça do fêmur por meio de uma hemicúpula em acrílico que representou o acetábulo.

O conjunto (acetábulo - fêmur - tíbia) foi posicionado no dispositivo de aplicação de carga com uma inclinação de 17° de valgo no plano frontal em relação ao eixo vertical, de acordo com os princípios de Pauwells (Pauwells, 1980). As tensões internas foram analisadas nas regiões proximais dos fêmures sendo avaliadas de forma qualitativa e quantitativa (KPa). As tensões cisalhantes foram calculadas de modo padronizado com pontos localizados a cada 5,0 mm em toda a extensão do modelo fotoelástico. Desta forma, a quantidade de pontos variou de acordo com cada geometria dos fêmures. Independentemente do tipo de desvio a região proximal do fêmur foi dividida em trocantérica, triângulo de Ward, faixa de tensão, calcar e terço proximal, terço medial e terço distal Fig. (2). O valor utilizado da constante ótica foi de 0,2 N/mm franja. O procedimento para a obtenção dos valores das tensões cisalhantes consistiu em um processo semelhante ao utilizado no polariscópio vertical, aplicando-se o método de compensação de Tardy (Hirokawa, Yamamoto e Kawada, 2001).

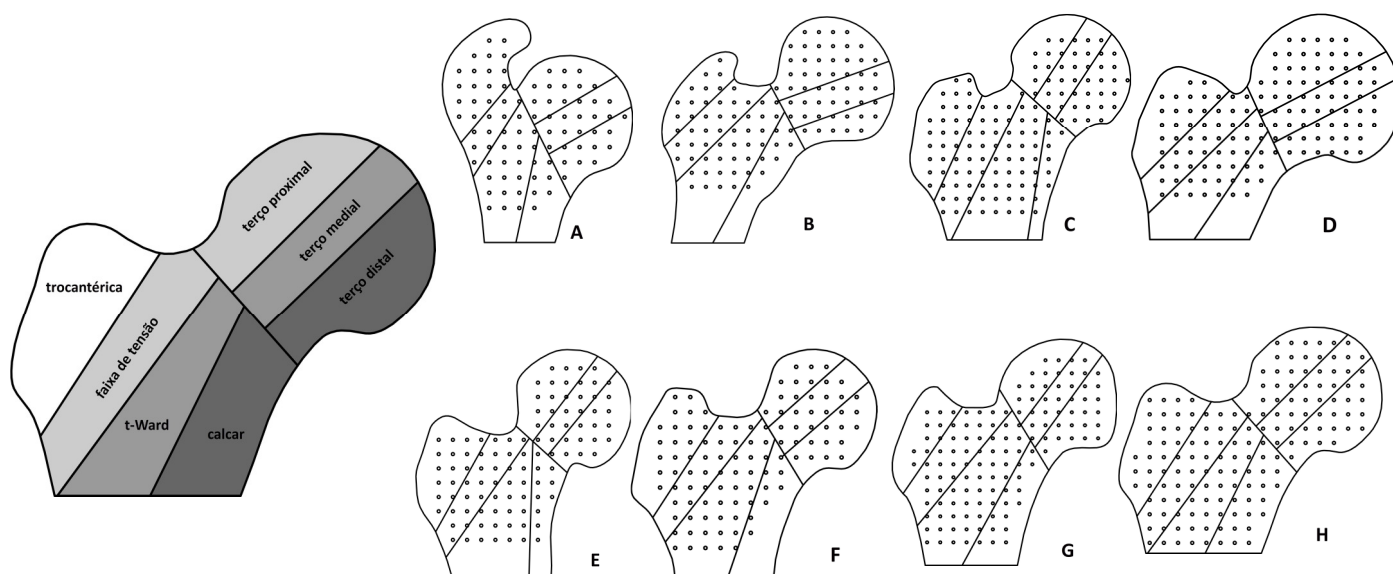


Figura. 2 Desenhos esquemáticos dos pontos analisados das regiões proximais nos seguintes desvios: A- Coxa vara, B- Fêmur varo (deformidade na diáfise), C- Geno valgo por desvio na extremidade do fêmur, D- Geno varo por desvio na extremidade proximal da tíbia, E- Tornozelo valgo, F- Tornozelo varo, G- Varismo da diáfise da tíbia, H- Fêmur e tíbia sem desvios de eixos patológico

3. RESULTADOS

A análise qualitativa foi realizada na região do fêmur proximal nos modelos fotoelásticos correspondentes aos oito desvios citados anteriormente.

Independentemente do desvio, foi observado que o local de início das ordens de franja e de maior concentração de tensão foi na região do calcar. Nos desvios de coxa vara, geno valgo e fêmur e tibia sem desvio de eixos patológicos o local de início das ordens de franja também foi na região do terço medial da cabeça do fêmur. Enquanto que, no varismo da diáfise da tibia, geno varo por desvio na extremidade proximal da tibia e fêmur varo, tornozelo valgo, tornozelo varo os locais de início das ordens de franja também foram na região t-Ward, faixa de tensão, terço distal e terço proximal, respectivamente.

Na maior parte dos desvios analisados a região de menor concentração de tensão foi a região trocantérica seguida pelo terço distal da cabeça do fêmur Fig. (3).

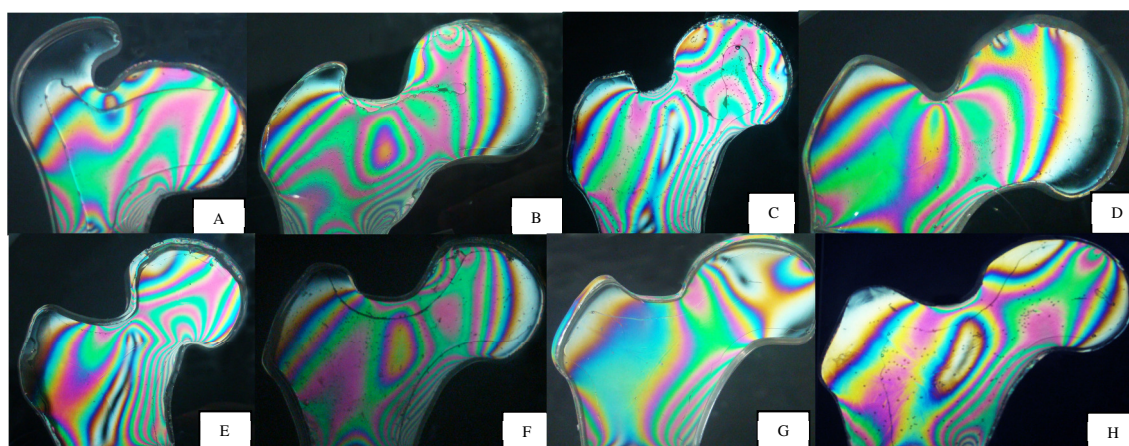


Figura. 3 Padrão das ordens de franja isocromáticas obtidas durante as análises dos desvios A- Coxa vara, B- Fêmur varo (deformidade na diáfise), C- Geno valgo por desvio na extremidade do fêmur, D- Geno varo por desvio na extremidade proximal da tibia, E- Tornozelo valgo, F- Tornozelo varo, G- Varismo da diáfise da tibia, H- Fêmur e tibia sem desvios de eixos patológicos

Os resultados obtidos estão de acordo com os modelos, as condições de fixação proposta e as geometrias dos ossos longos. Para condições de fixação diferentes podem-se encontrar resultados diferentes. Assim, à medida que aumenta a força de compressão, as tensões aumentam.

Na análise quantitativa foi utilizado o método de compensação de Tardy para determinar as tensões cisalhantes (τ).

Foi realizada a análise sobre o comportamento geral dos modelos fotoelásticos no fêmur proximal, em cada tipo de desvio. Para visualizar esse comportamento foram feitos gráficos representando os valores das médias gerais das tensões cisalhantes com pontos localizados de acordo com as sete regiões (trocantérica, t-Ward, faixa de tensão, calcar e terço proximal, medial e distal) observados na Tabela 2 e Fig. (4).

Tabela 2. Valores das médias gerais das tensões cisalhantes nos desvios de eixo mecânico da região proximal do fêmur.

Proximal fêmur (KPa)								
Regiões	Coxa Vara	Fêmur Varo	Geno Valgo	Geno Varo	Tornozelo Valgo	Tornozelo Varo	Varismo Tíbia	Normal
Trocantérica	2,54	12,81	9,68	11,24	8,14	9,48	3,96	9,5
t-Ward	16,06	27,38	12,20	13,52	9,13	17,93	12,01	7,24
Faixa de tensão	10,76	28,32	15,82	17,54	17,60	19,06	8,83	11,47
Calcar	30,79	34,26	34,17	22,08	27,73	27,08	21,38	18,98
Terço proximal	14,38	18,39	13,40	11,50	14,62	19,31	9,29	8,48
Terço medial	19,36	16,67	22,49	13,49	19,91	17,58	8,21	16,56
Terço Distal	17,53	11,89	18,95	8,58	22,75	9,31	6,21	11,44

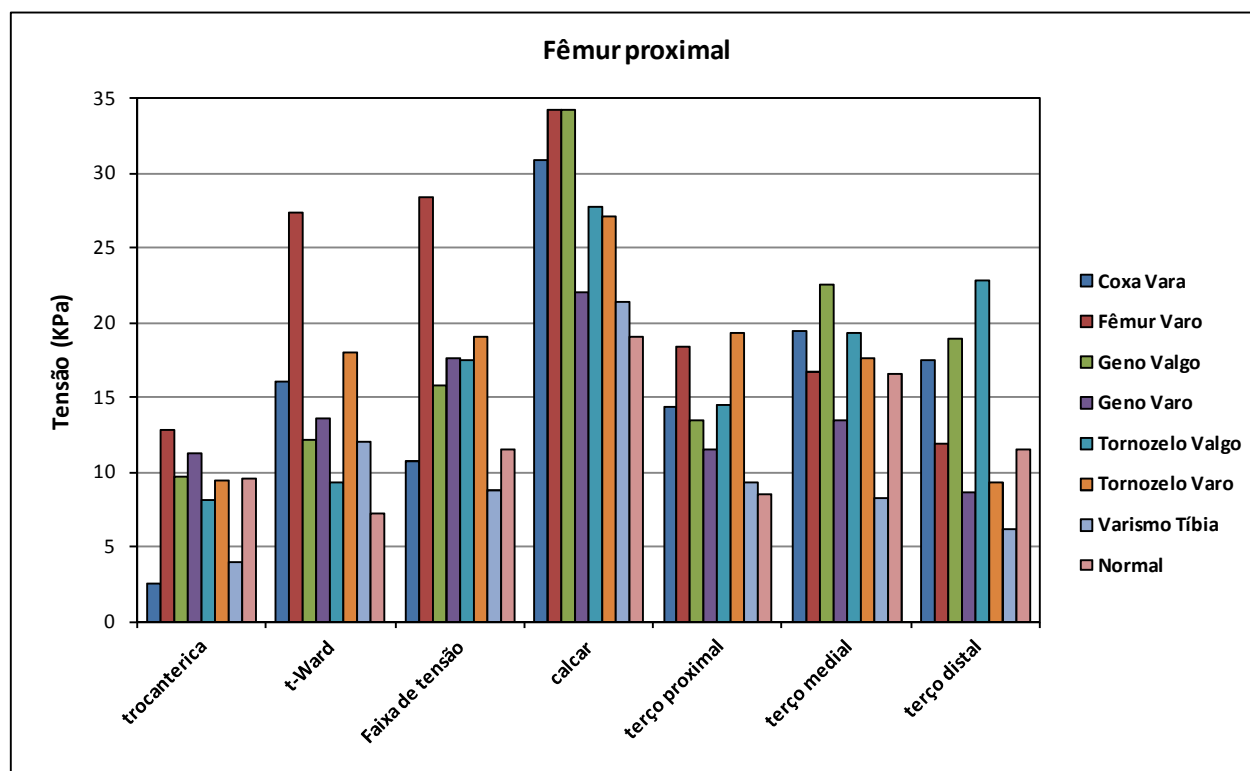


Figura. 4 Valores das médias gerais das tensões cisalhantes obtidas durante a análise do fêmur proximal.

4. DISCUSSÃO

Apesar do conceito de desvios anatômicos e mecânicos dos membros inferiores não serem novos na ortopedia, recentemente o assunto apresenta maior interesse em virtude dos estudos de Paley, (2003) sobre a correção de desvios complexos e também em virtude da grande utilização de próteses articulares que cada vez são mais personalizados e que devem estar em harmonia com as tensões locais.

Entretanto, os estudos concentram-se mais nos efeitos dos desvios na articulação mais próxima e pouco se conhece sobre os efeitos dos desvios combinados e mesmos de desvios simples sobre as articulações.

Com esta pesquisa está sendo possível conhecer melhor como as tensões anômalas se distribuem pelo osso e através das articulações proximais e distais, estabelecendo assim, qual deformidade seria mais deletéria e contribuindo para o melhor estudo de uso de próteses em ossos deformados.

Estamos observando que desvios de eixo mecânico dos membros inferiores causam modificações importantes na distribuição de esforços e tensões, não somente na articulação mais próxima, mas também nas articulações mais distantes. Isto pode ter repercussões importantes em termos de complicações observadas em próteses como desgaste e afrouxamento.

O alinhamento do membro inferior é caracterizado pelo ângulo mecânico fêmur-tibial, no plano frontal entre o eixo mecânico do fêmur e da tíbia (Goker e Block, 2007; Hunt et al., 2006.; Sailer et al., 2005; Specogna, 2007).

A osteoartrose é a disfunção articular mais comum e frequentemente acarreta a uma progressiva incapacidade. Numerosos fatores biomecânicos, incluindo desvios do membro inferior, estão associados com aumento de força nas articulações principais, aumentando a incidência e progressão da osteoartrose no joelho e tornozelo. Estes desvios podem ser angulação em varo do segmento distal em direção a linha média ou angulação em varo do segmento distal distante da linha média. A degeneração da cartilagem articular juntamente com o desvio de valgo ou varo causa alteração na distribuição da força no interior da articulação do joelho. Assim, isso ocorre devido a mudanças do eixo mecânico do membro inferior (Specogna, 2007; Guilak, 2011; Sharma et al., 2010; Duggal, 2014; Sharma et al., 2001; Cicuttini et al., 2004; Cooke et al., 1997).

É de extrema importância avaliar com precisão o alinhamento do membro inferior. Desvios do eixo mecânico desempenham um papel importante para compreender a distribuição de força no joelho que pode ocasionar um desgaste do implante (Paley et al., 1994; Tetsworth e Paley, 1994; McKellop, Llinas e Sarmiento, 1994).

5. REFERÊNCIAS

Berger, R. A., Crossett, L. S., Jacobs, J. J., Rubash, H. E., 1998, "Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 356, pp. 144-153.

- Cicuttini, F., Wluka, A., Hankin, J., Wang, Y., 2004, "Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis", *Rheumatology*, Vol. 43 (3), pp. 321-324.
- Cooke, D. , Scudamore, A., Li, J. , Wyss, U., Bryant, T., Costigan, P., 1997, "Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients", *Osteoarthritis Cartilage*, Vol. 5 (1), pp. 39-47, 1997.
- Duggal, N., Paci, G. M., Narain, A., Bournissaint, L. G., Nazarian, A., 2014, "A computer assessment of the effect of hindfoot alignment on mechanical axis deviation", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 113 (1), pp. 126-132.
- Goker, B., Block, J. A., 2007, "Improved precision in quantifying knee alignment angle", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 458, pp. 145-149.
- Guilak, F., 2011, "Biomechanical factors in osteoarthritis", *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, Vol. 25 (6), pp. 815-823.
- Herring, J.A., 2002, "Tachdjian's Pediatric Orthopaedics". 3 ed. Philadelphia:W.B. Saunders.
- Hirokawa S., Yamamoto, K., Kawada, T., 2001, "Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photoelastic coating method", *Journal of Biomechanics*, Vol. 34 (9), pp. 1135-1143.
- Hsu, R. W., Himeno, S., Coventry, M. B., Chao, E. Y., 1990, "Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 255, pp.215-217.
- Hunt, M. A., Fowler, P. J., Birmingham, T. B. , Jenkyn, T. R., Giffin, J. R., 2006, "Foot rotational effects on radiographic measures of lower limb alignment," *Canadian Journal of Surgery*, Vol. 49 (6), pp. 401-406.
- Johnson, F., Leitzl, S., Waugh, W., 1980, "The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements, *J Bone Joint Surg Br*, Vol. 62(3), pp. 346-349.
- McKellop, H. A., Llinas, A., Sarmiento, A., 1994, "Effects of tibial malalignment on the knee and ankle", *The Orthopedic Clinics of North America*, Vol. 25 (3), pp. 415-423.
- McKellop, H. A., Sigtholm, G., Redfern, F. C., Doyle, B., Sarmiento, A., Luck, J. V. S. R., 1991. "The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint", *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 73(9), pp. 1382-1391.
- Paley, D., 2003, "Principles of deformity correction", New York: Springer.
- Paley, D., Herzenberg, J. E., Tetsworth, K., McKie, J., Bhav, A., 1994, "Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies", *The Orthopedic Clinics of North America* ,Vol. 25 (3), pp. 425-465.
- Pauwells, F., 1980, "Biomechanics of locomotor apparatus", New York: Springer.
- Powers, C. M., Maffucci, R., Hampton, S., 1995,"Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain". *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 22 (4), pp. 155-160.
- Sailer, J. , Scharitzer, M., Peloschek, P. , Giurea, A. , Imhof, H., Grampp, S., 2005, "Quantification of axial alignment of the lower extremity on conventional and digital total leg radiographs", *European Radiology*, Vol. 15 (1), pp. 170-173.
- Sharma, L., Song, J., Dunlop, D., Felson, D., Lewis, C.E., Segal, N., Torner, J., Cooke, T.D., Hietpas, J., Lynch, J., Nevitt, M., 2010, "Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis", *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vol. 69 (11), pp. 1940-1945.
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E., Dunlop, D. D., 2001, "The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis", *The Journal of American Medical Association*, Vol. 286 (2), pp. 188-195.
- Slongo, T., Audigé, L., Clavert, J. M., Lutz, N., Frinck, S., Hunter, J., 2007, "The AO comprehensive classification of pediatric long-bone fractures: a web-based multicenter agreement study", *Journal of Pediatric Orthopaedics*, Vol. 27 (2), pp. 171-180.
- Specogna, A. V., Birmingham, T. B., Hunt, M. A., Jones, I. C., Jenkyn, T. R., Fowler, P. J., Giffin, J. R., 2007, "Radiographic measures of knee alignment in patients with varus gonarthrosis: effect of weightbearing status and associations with dynamic joint load", *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 35 (1), pp. 65-70.
- Tang, W. M., Zhu, Y. H., Chiu, K. Y., 2000,"Axial alignment of the lower extremity in Chinese adults", *The Journal of Bone and Joint Surgery*. American Volume, Vol. 82 (11), pp. 1603-1608.
- Tetsworth, K., Paley, D., 1994, "Malalignment and degenerative arthropathy", *Orthop Clin North Am.* Vol. 25(3), pp. 367-77.

6. AGRADECIMENTOS

Trabalho realizado com apoio da FAPESP.

7. ABSTRACT

Pathological deviations of the mechanical axis of the lower limbs deeply alter the stress distributions on the femur and tibia and the hip, knee, and ankle articulations. The purpose of this research was to assess the effects of pathological deviations in different levels of the lower limbs in the distribution of stress in the proximal femur region using photoelasticity of plane transmission. For most of the types of deviations studied, the results showed that the internal stress was generally higher in the calcar region than in the trochanteric region, followed by the third distal of the femur head. This study allowed to the development of better criteria for the correction of angular deviations and helped identify the deviations that are most harmful to the mechanical axis in terms of the effects on the bone and the articular effort of the lower limbs. These results will lead to future improvements in studies on prostheses.

Keywords: Alignment, mechanical axis, photoelasticity, stress, inferior limbs.