



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Trilha Junior, Marcial; Fancello, Eduardo Alberto; Mello Roesler, Carlos Rodrigo de; Ocampo More, Ari
Digiácomo

Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 17, núm. 2, 2009, pp. 18-23

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713431003>

- 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

SIMULAÇÃO NUMÉRICA TRIDIMENSIONAL DA MECÂNICA DO JOELHO HUMANO

THREE-DIMENSIONAL NUMERICAL SIMULATION OF HUMAN KNEE JOINT MECHANICS

MARCIAL TRILHA JUNIOR, EDUARDO ALBERTO FANCELLO, CARLOS RODRIGO DE MELLO ROESLER, ARI DIGIÁCOMO OCAMPO MORE

RESUMO

Objetivo: Por ser a articulação mecanicamente mais solicitada de nossa estrutura e pelo grande número de lesões associadas, motivaram a construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho humano para simular a cinemática da articulação e obter as solicitações mecânicas nos principais ligamentos durante o movimento de flexão do joelho. Essas informações podem futuramente ser empregada como ferramenta de apoio à decisão médica em ortopedia, fornecendo subsídios na escolha do procedimento cirúrgico. **Métodos:** Método dos Elementos Finitos foi utilizado para construir um modelo biomecânico, tridimensional, da articulação do joelho. Nesse modelo com seis graus de liberdade é aplicado movimento de flexão/extensão sendo os demais cinco graus de liberdade governados pelas interações entre os componentes da articulares. **Resultados:** Foram obtidas informações dos movimentos, das rotações interna/externa e adução/abdução, das translações anterior/posterior, lateral/medial e superior/inferior e dos esforços nos quatro principais ligamentos articulares, no decorrer de um amplo movimento de flexão/extensão. Estes valores foram comparados, de forma qualitativa, com valores equivalentes obtidos na literatura. **Conclusão:** A análise de resultados permitiu observar que vários aspectos cinemáticos são satisfatoriamente reproduzidos. A pré-carga inicial dos ligamentos e o posicionamento das inserções ligamentares no modelo mostraram-se variáveis relevantes nos resultados.

Descritores: Biomecânica. Análise estatística. Análise de elemento finito. Articulação do joelho.

ABSTRACT

Objective: The knee joint is the part of our structure upon which most mechanical demands are placed and a large number of lesions are associated to it. These factors motivated the construction of a three-dimensional model of the human knee joint in order to simulate joint kinematics and obtain the mechanical demands on the main ligaments during knee flexion movements. **Methods:** The finite elements method was used to build a three-dimensional, bio-mechanical model of the knee joint. In this model with six degrees of freedom, the flexion/extension movement is applied, while the other five degrees of freedom are governed by the interactions between joint components. **Results:** Data was collected on the movements on the internal/external and adduction/abduction rotations, on the anterior/posterior, lateral/medial and upper/lower translations, and on the forces acting upon the four main joint ligaments, during a wide flexion/extension movement. These values were qualitatively compared with comparable values available in the literature. **Conclusions:** It was observed through an analysis of the results that several kinematic aspects are satisfactorily reproduced. The initial pre-load of the ligaments and the positioning of the ligament insertions in the model were shown to be relevant variables in the results.

Keywords: Biomechanics. Statistical analysis. Finite element analysis. Knee joint.

Citação: Trilha Junior M, Fancello EA, Roesler CRM, More ADO. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2009;17(2):18-23. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

Citation: Trilha Junior M, Fancello EA, Roesler CRM, More ADO. Three-dimensional numerical simulation of human knee joint mechanics. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2009;17(2):18-23. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

A anatomia foi tradicionalmente baseada na experimentação em animais e seres humanos objetivando elevar a compreensão sobre as estruturas biológicas. O domínio desta ciência permite aumentar a eficácia de procedimentos cirúrgicos e vislumbrar o desenvolvimento de novos métodos de tratamento de patologias do sistema músculo-esquelético.

O joelho é a maior e mais solicitada articulação do corpo humano, sendo composto pelos ossos fêmur, tíbia, fíbula e patela, acoplados por estruturas de suporte e estabilização como ligamentos, cápsula articular, meniscos e músculos.

Devido à elevada solicitação mecânica a que é submetido em sua função de suporte, grande número de lesões estão a ele associadas, tais como rompimentos totais e parciais dos ligamentos,

fissuras e lesões nos meniscos, fraturas ósseas, lesões osteocondrais, entre outras.

Em termos cinemáticos, o joelho humano é um sistema articulado com 6 graus de liberdade (6 DOF – *degrees-of-freedom*), permitindo movimentos combinados e independentes de rotação e translação, sendo a flexão/extensão o principal movimento (rotação em torno do eixo x). Os demais graus de liberdade são as translações superior/inferior (translação ao longo do eixo z), medial/lateral (translação ao longo do eixo x) e anterior/posterior (translação ao longo do eixo y) e as rotações interna/externa (rotação em torno do eixo z) e abdução/adução (rotação em torno do eixo y). A Figura 1 apresenta um esquema destes graus de liberdade.

A funcionalidade biomecânica da articulação do joelho é governada pela complexa interação entre seus componentes: a patela, a

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

Departamento de Engenharia Mecânica e Laboratório de Engenharia Biomecânica do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina

Endereço para Correspondência: Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina - Trindade - Florianópolis - SC - Brasil. Caixa Postal 476 - CEP: 88010-970
E-mail: marcial_junior@yahoo.com.br

porção distal do fêmur e porção proximal da tíbia, os ligamentos cruzados, os ligamentos colaterais, cápsula sinovial, as cartilagens articulares e meniscos, e os músculos. Devido a uma complexa interação entre seus componentes, qualquer dano nesses pode levar a desequilíbrio da biomecânica natural do joelho e promover deterioração de todo o sistema articular.

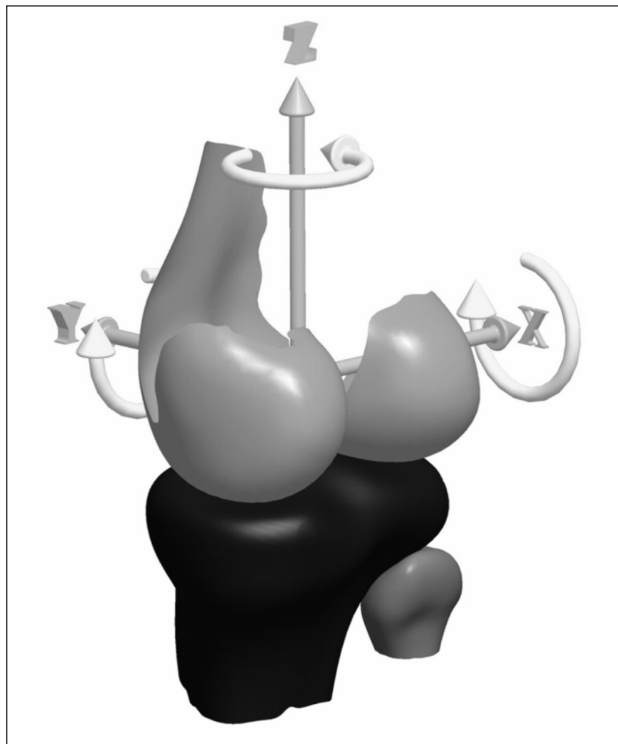


Figura 1 - Movimentos do joelho.

As lesões ligamentares são eventos comuns em adultos, destacando-se lesões no ligamento cruzado anterior, que ocorrem fundamentalmente em atividades esportivas e acidentes automobilísticos. Estudos indicam uma incidência de 0,03% de lesões no LCA ao ano na população dos Estados Unidos. Nestes casos, apesar de bons resultados clínicos serem alcançados logo após a cirurgia de reconstrução ligamentar, 20 a 25% dos indivíduos apresentam algum tipo de complicação pós-operatória, incluindo osteoartrite e instabilidade, fenômenos estes que podem progressivamente causar danos a outras estruturas do joelho. Cabe destacar, entretanto, que lesões nos ligamentos não são dependentes apenas de sobrecargas. Estudos já realizados indicam que variações hormonais possuem grande influência no mecanismo de ruptura dos ligamentos.¹

O ligamento cruzado anterior (LCA) se insere ao fêmur na área intercondilar posterior e na face medial do côndilo femoral lateral, e se fixa à tíbia na região intercondilar anterior. O ligamento cruzado posterior se fixa ao fêmur na área intercondilar posterior na face lateral do côndilo femoral medial e na tíbia na região intercondilar posterior, sendo que estes posicionamentos definem suas funções. Na posição intermediária do movimento de flexão/extensão, os ligamentos auxiliam o acoplamento entre tíbia e fêmur e nas posições extremas da flexão/extensão atuam restringindo os deslocamentos antero-posteriores, sendo que o Ligamento Cruzado Posterior atua na restrição no movimento de gaveta posterior (translação da tíbia para trás) e o Ligamento Cruzado Anterior no movimento de gaveta anterior.

A reconstrução do LCA é um procedimento complexo, com muitas variáveis cirúrgicas envolvidas que afetam a capacidade do enxerto substituído do ligamento em restaurar a funcionalidade da articulação do joelho. Algumas dessas variáveis são estudadas com maior frequência, estando entre elas o posicionamento das fixações do enxerto aos ossos, o método de fixação, o material do enxerto e a pré-tensão dada ao enxerto no momento da fixação. A literatura porém apresenta frequentemente conclusões contraditórias. Alguns autores defendem que a pré-tensão do enxerto do LCA no momento da reconstrução deve ser pequena para minimizar o risco de ruptura do enxerto durante o uso, bem como reduzir as tensões de contato nas superfícies articulares do joelho. Outros estudos defendem que uma grande tensão aplicada ao enxerto do LCA no momento da reconstrução seria benéfica para a estabilidade da articulação. Assim, apesar de um grande número de estudos in-vitro mostrarem que a pré-tensão dada ao enxerto do ligamento cruzado anterior (LCA) no momento da fixação tende a afetar a estabilidade normal da articulação do joelho, a maioria dos estudos relatam quase nenhuma diferença a longo prazo, indicando a ocorrência de um nivelamento das tensões nos enxertos, após certo tempo decorrido da intervenção cirúrgica, relacionado com o remodelamento do novo ligamento sobre o enxerto e o processo de necrose que ocorre no enxerto implantado.^{2,3} Neste sentido, o conhecimento mais apurado da cinemática do joelho humano é muito importante para o estudo de tratamentos das patologias desta articulação.

OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo a construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho humano normal que permita reproduzir a cinemática deste, com a finalidade de simular os esforços mecânicos impostos às inserções ligamentares durante o movimento de flexão do joelho.

MÉTODO

Modelo Geométrico

Os modelos geométricos de peças anatômicas são de difícil obtenção e manipulação, devido principalmente à irregularidade das suas superfícies. As três principais formas utilizadas para a caracterização geométrica de peças anatômicas são: a medição por coordenadas de peças anatômicas cadavéricas, o escaneamento a laser de peças anatômicas cadavéricas e obtenção da geometria a partir de ressonância magnética ou tomografia computadorizada *in vivo*.

O modelo geométrico deste trabalho é constituído pelo fêmur, tíbia e fíbula, obtidos do *Biomechanics European Laboratory*, como apresentado na Figura 2.

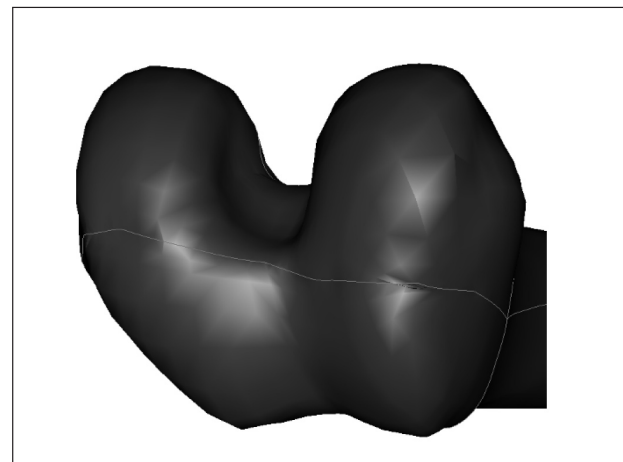


Figura 2 - Modelo geométrico do fêmur do Biomechanics European Laboratory.

Para a utilização em processos de simulação, é conveniente que as superfícies articulares sejam contínuas e suaves. Isto permite a geração de malhas de elementos superficiais de boa qualidade, pouca distorção inicial dos elementos e facilidade no tratamento das condições de contato entre as superfícies. Para adequar os modelos originais à estas condições, foi utilizado o software de engenharia reversa GEOMAGIC STUDIO®, que importa arquivos geométricos, transformando-os em uma nuvem de pontos. Com isso, realiza uma homogeneização na distribuição desta nuvem, elimina os pontos que distorcem a nuvem, realiza uma triangulação entre os pontos da nuvem e a partir dos quais gera *patches* de superfícies NURBS que formam a nova superfície, agora sim, com continuidade entre os *patches* NURBS adjacentes. O modelo geométrico do fêmur resultante destas operações está representada na Figura 3.

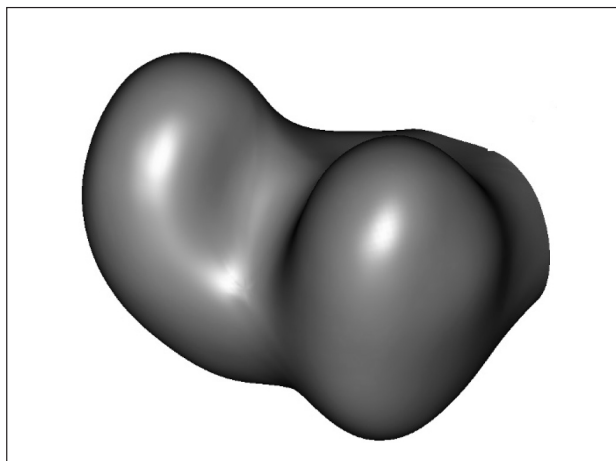


Figura 3 - Modelo geométrico do fêmur após tratamento com o software Geomagic Studio.

Apesar da importância dos meniscos na estabilidade do joelho, não foi possível sua modelagem por não contar com uma descrição geométrica compatível à geometria do conjunto ósseo disponível. Esta simplificação foi a mesma adotada por Blankevoort e Huijskes⁴ e Song et al.⁵

MODELO NUMÉRICO

Para a geração do modelo numérico, o modelo geométrico foi importado pelo software ICEM®, onde foram construídos os ligamentos, geradas as malhas sobre a geometria dos ossos, definido dos pares de contato, condições de contorno, propriedades, modelos de material e carregamentos. A análise mecânica empregou o Método de Elementos Finitos, com o código comercial ANSYS® utilizado como solver.

Dado que os ossos constituintes do joelho experimentam deformações muito inferiores às deformações dos ligamentos e não são o foco de observação deste trabalho, estes foram considerados praticamente indeformáveis em relação aos ligamentos e modelados com elementos de cascas sobre a superfície articular, com rigidez elevada para conservar sua geometria. Desta forma é reduzido significativamente o número de graus de liberdade em relação a um modelo sólido.

Ligamentos e tendões são tecidos conectivos densos, constituídos de poucas células, chamadas de fibroblastos, imersas em uma grande matriz intercelular, correspondente a cerca de 80% do volume total dos ligamentos. Essa matriz é formada aproximadamente por 70% de água e 30% de material sólido. Colágeno tipo I, III e V, glicoproteínas e elastina representam a maior parte deste material sólido.

Essa estrutura dos tecidos conectivos moles da origem a uma complexa interação entre os fibroblastos e a matriz intercelular, promovendo o caráter viscoelástico ao comportamento mecânico dos ligamentos. Em ensaios de tração com ligamentos, o formato da curva tensão-deformação é dependente da taxa de deformação em que o teste é realizado. Os efeitos da taxa de deformação sobre a curva de tensão-deformação são bastante estudados, em ligamentos cruzados anteriores, tendões, ligamentos do pulso, ligamento periodontal entre outros. No presente trabalho admite-se que os movimentos estudados são realizados a baixa velocidade. Neste caso os efeitos viscosos são desprezíveis, e modelos puramente elásticos tornam-se adequados.

Modelos tridimensionais dos ligamentos exigem o uso de relações constitutivas anisotrópicas ou transversalmente isotrópicas.⁶ Elementos uniaxiais são particularmente adequados para simular estes componentes, em função de suas propriedades mecânicas alinhadas com sua geometria de seção transversal sensivelmente inferior ao seu comprimento. Neste caso, é preciso apenas uma relação constitutiva unidimensional. Os dados desta relação entre a tensão e a deformação dos ligamentos foram obtidos por Mestfaiz e Shirazi-Adl⁸ a partir dos quais foi construída uma lei de comportamento para os ligamentos. A curva unidimensional de tensão-deformação utilizada neste trabalho está mostrada na Figura 4, a qual é aplicada a todos os ligamentos.

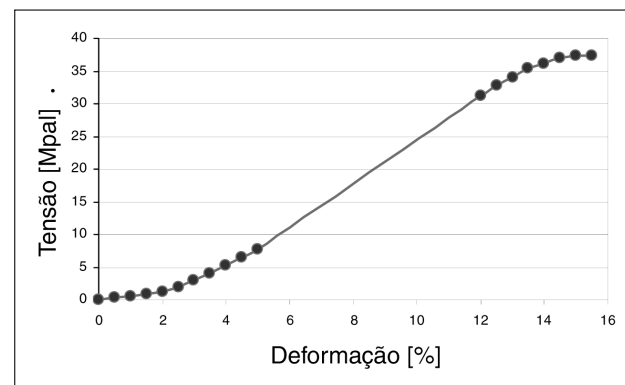


Figura 4 - Curva tensão-deformação aplicada aos ligamentos.

Os ligamentos praticamente não resistem a esforços compressivos nem esforços de flexão ou torção, sendo assim uma espécie de cordão elástico. Contudo, eles possuem um tônus, também chamado de tensão inicial ou pré-carga, que lhes proporciona uma condição pré-tracionada mesmo em situação de relaxamento muscular. Para promover a pré-tensão nos ligamentos, foi utilizado um artifício numérico consistente na inclusão de um coeficiente de expansão térmica nos ligamentos. Para cada um deles, foi aplicado o carregamento térmico necessário para gerar uma deformação inicial a qual promove a tensão desejada.

Assim, os ligamentos são representados por elementos finitos uniaxiais definidos por 2 nós (3 GL por nó) que respondem a esforços unicamente axiais. Este modelo corresponde ao elemento LINK⁸ no ANSYS®.

Os ligamentos cruzado anterior, cruzado posterior, colateral lateral e colateral medial foram modelados como um feixe de três (3) elementos de barra para cada ligamento.

As dimensões médias das áreas das sessões transversais dos ligamentos foram obtidas diretamente da literatura⁹ e transcritas na Tabela 1.

O modelo aqui descrito é composto por fêmur, tíbia, fíbula, ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior, ligamento colateral medial e ligamento colateral lateral. A tíbia e a fíbula são totalmente restritas ao movimento, tendo o fêmur todos os graus

de liberdade livres, exceto a rotação de flexão/extensão, cujo movimento é controlado. A rotação do fêmur foi dada como condição de contorno, incremental no tempo, e os demais graus de liberdade ficam livres para atingir o equilíbrio. Uma força na seguidora de 100 N foi aplicada ao fêmur antero-posteriormente, a fim de representar a força aplicada ao fêmur pela patela. A Figura 5 representa estes carregamentos. Técnica similar a esta foi utilizada por Blankevoort e Hhiskes⁴ e por Moglo e Shirazi-Adl⁹.

Tabela 1 - Seções transversais dos principais ligamentos do joelho.

Ligamento	Área da seção transversal
Ligamento Cruzado Anterior (LCA)	42 mm ²
Ligamento Cruzado Posterior (LCP)	60 mm ²
Ligamento Colateral Medial (LCM)	18 mm ²
Ligamento Colateral Lateral (LCL)	25 mm ²

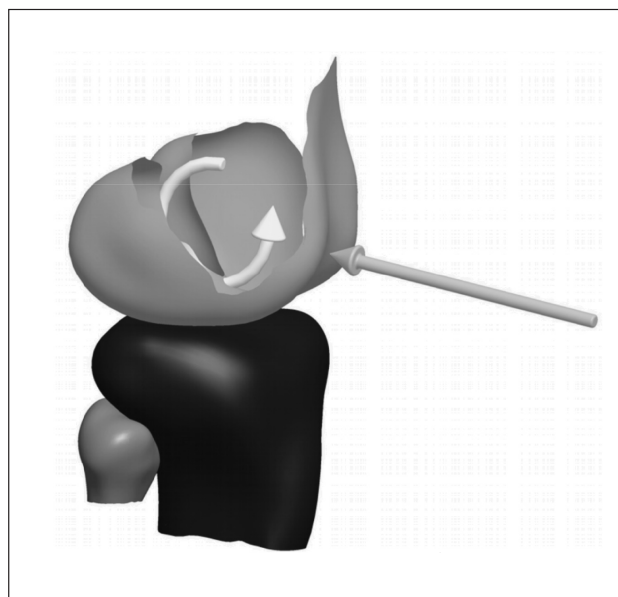


Figura 5 – Carregamento externo e imposição do movimento.

O joelho humano possui um excelente sistema de lubrificação das articulações. Este sistema é formado basicamente pela bolsa sinovial e coxins de gordura, estes localizados em vários pontos do conjunto articular. Assim, o atrito entre as superfícies articulares é extremamente baixo e, portanto, foi desprezado na modelagem. Cabe ainda comentar algumas particularidades introduzidas pela condição de contato entre os corpos. A análise de problemas que envolvem contato entre sólidos, ou superfícies, envolve geralmente duas etapas: 1) Busca e localização dos pontos de contato entre as superfícies; 2) Introdução de formulação de contato que restrinja as penetrações entre os sólidos, incorporando os esforços normais e tangenciais (lei constitutiva do atrito) entre as superfícies. Existem vários métodos na literatura e nos programas comerciais de Elementos Finitos para considerar as restrições impostas pela condição de contato. Neste trabalho, para a formulação do contato entre as superfícies articulares, optou-se pela utilização do método dos Multiplicadores de Lagrange. Na Figura 6 ilustra-se o modelo do sistema articular do joelho na parte inferior tíbia e fíbula e na parte superior, o fêmur. A geometria apresentada já está discretizada com elementos triangulares enquanto os ligamentos são representados por linhas.



Figura 6 - Modelo geométrico do modelo em estudo.

RESULTADOS

Podemos verificar na Figura 7 a seqüência de movimentos realizados pelo fêmur durante o ciclo de flexão em uma vista medial/lateral.

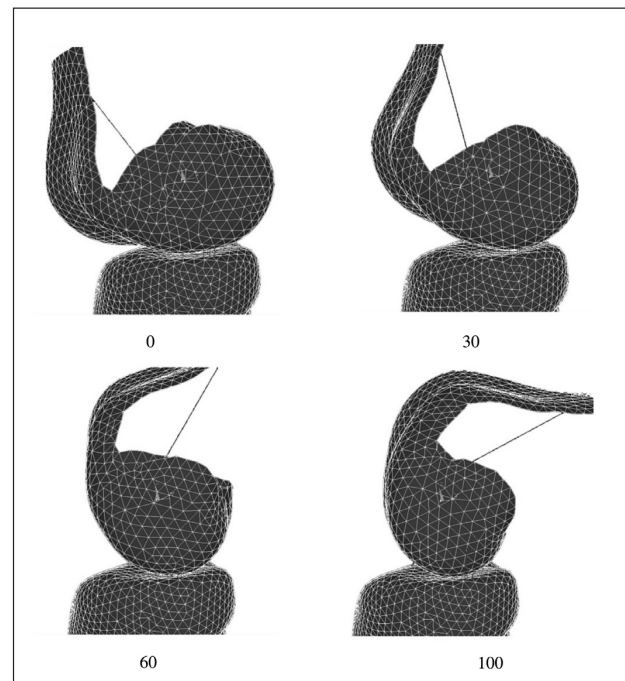


Figura 7 - Representação da flexão femoral do modelo, vista medial/lateral.

Os resultados obtidos com o modelo submetido ao pré-carregamento inicial estão ilustrados nas Figuras 8 a 14, onde os valores são comparados com resultados equivalentes obtidos por Mesfar⁸ Moglo⁹ e Wilson.¹⁰ Pode-se verificar na Figura 8 que os valores de translação antero-posterior do fêmur sobre a tibia estão muito próximos os valores obtidos por Moglo⁹ até aproximadamente 30° de flexão femoral. Após este valor de ângulo de flexão, os valores tornam-se significativamente maiores. Uma hipótese, ainda não comprovada, para explicar esta discrepância é a ausência dos meniscos no presente modelo, existentes no modelo de Moglo.⁹

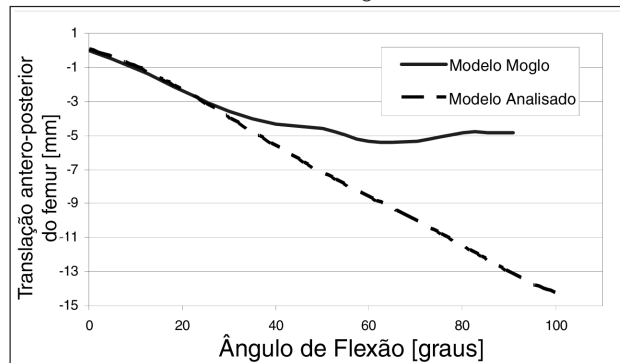


Figura 8 - Translação antero-posterior do fêmur em função do ângulo de flexão.

A Figura 9 mostra a comparação dos valores de abdução/adução tibial obtidos neste trabalho com os valores experimentais e numéricos apresentados por Wilson¹⁰, onde se observa a mesma tendência de comportamento, porém, com valores significativamente maiores.

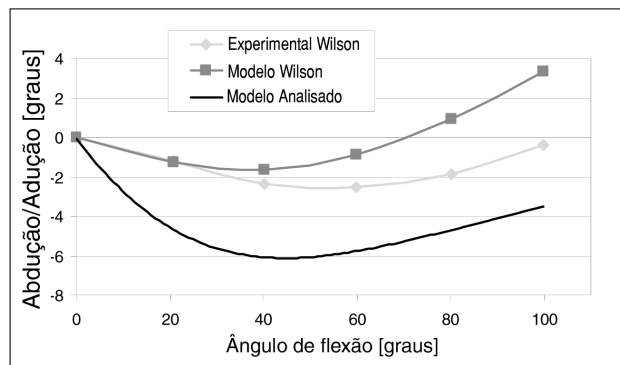


Figura 9 - Abdução/Adução tibial como função do ângulo de flexão do fêmur.

O modelo também consegue obter uma boa representação da rotação tibial, se comparada com os respectivos valores de Wilson¹⁰, como apresentado na Figura 10. Porém, apresenta certa oscilação nestes valores, caracterizando uma instabilidade no movimento. Esta instabilidade pode estar sendo provocada pela não representação de alguma estrutura articular com função estabilizadora e também pelo fato do método de contato aqui utilizado ser o Método Lagrangeano o qual garante a não penetração entre as superfícies e não haver atrito entre as superfícies articulares, desta forma as irregularidades das superfícies de contato afetam diretamente a suavidade nos movimentos do fêmur.

Na Figura 11 são apresentados os valores de força no ligamento cruzado posterior obtidos por este modelo e comparados com os valores apresentados por Moglo⁹. Nesta vemos que os valores de força obtidos são sensivelmente superiores aos apresentados por Moglo⁹, mas mantendo a mesma tendência de comportamento em função do ângulo de flexão. A maior amplitude apresentada

pelo presente modelo deve estar relacionada com uma excessiva pré-tensão dada ao ligamento.

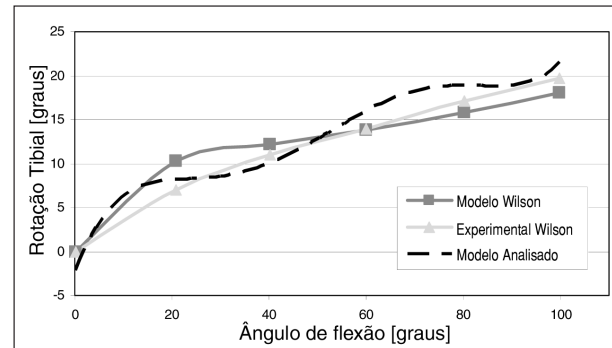


Figura 10 - Rotação da tibia como função do ângulo de flexão do fêmur.

Nas Figuras 11, 12 e 13 são mostradas as forças no LCL, LCM e LCA respectivamente em função do ângulo de flexão. Verifica-se na Figura 13 uma discrepância nos valores de força do LCA aqui obtidos, quando confrontados com Mesfar.⁸

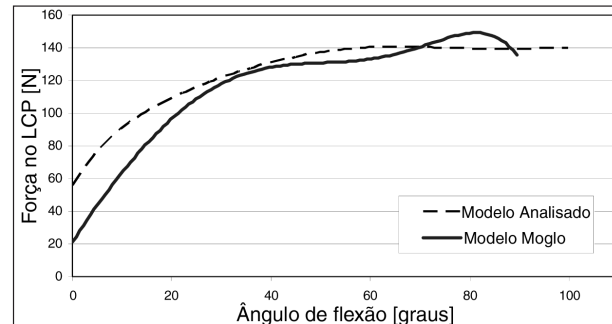


Figura 11 - Força no LCP em função do ângulo de flexão.

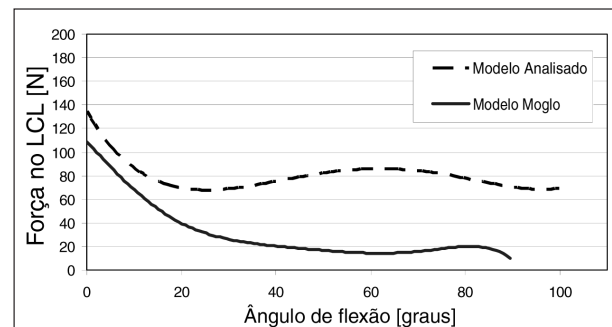


Figura 12 - Força no ligamento colateral lateral em função do ângulo de flexão.

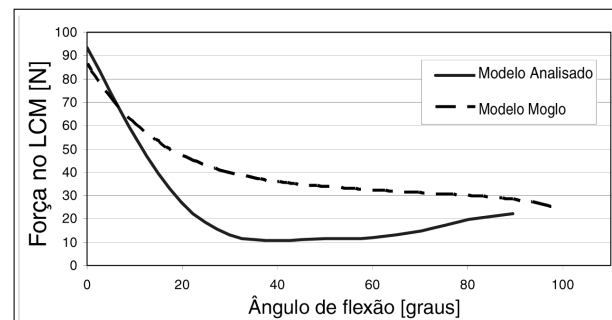


Figura 13 - Força no ligamento colateral medial em função do ângulo de flexão.

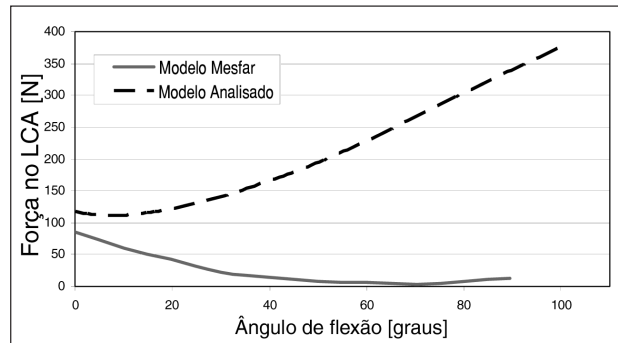


Figura 14 - Força no ligamento cruzado anterior em função do ângulo de flexão.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O modelo de um joelho humano desenvolvido computacionalmente neste trabalho deve ser entendido como um primeiro passo no desenvolvimento de uma ferramenta de apoio para a decisão médica na área de cirurgias ligamentares e fisioterapia. Tal modelo visa simular a biomecânica da articulação do joelho humano, fornecendo informação dos esforços ligamentares e esforços de contato entre as articulações durante o movimento de flexão do joelho.

Do ponto de vista geométrico, a precisão de um modelo numérico para simular a dinâmica e a cinemática da articulação de um joelho esta intimamente ligada com a uma boa representação geométrica das superfícies articulares, do modelamento numérico para representar os contatos entre estas superfícies, dos locais de inserção dos ligamentos nos ossos, bem como a consideração de todos os elementos estruturalmente relevantes e suas propriedades mecânicas.

Como mencionado ao longo do trabalho, foram utilizados descrições geométricas padrão da tíbia, fêmur e fíbula obtidos do Biomechanics European Laboratory Repository, geradas a partir de reconstituição tridimensional de imagens planas de tomografias computadorizadas de peças anatômicas cadavéricas. A geometria dos meniscos não estava disponível e estes foram desconsiderados nesta primeira análise. Os ligamentos foram modelados como componentes unidimensionais, submetidos à deformações finitas e respondendo a leis de comportamento de material elástico não

linear. As peças ósseas foram consideradas rígidas em comparação aos ligamentos.

As análises apresentadas no trabalho focalizam os esforços sofridos pelos ligamentos e os movimentos de rotação e translação do fêmur com a imposição do movimento de flexão. Pela realização de uma validação qualitativa entre este modelo e dados equivalentes obtidos da literatura, os quais serviram como parâmetros de comparação.

Note que após 30° de ângulo de flexão os valores e translação antero-posterior do fêmur sobre a tíbia tornam-se significativamente maiores. Uma hipótese a ser corroborada é que esta maior translação antero-posterior do fêmur sobre a tíbia seja provocada pela ausência dos meniscos neste modelo os quais estão presentes no modelo de Moglo.⁹ Da mesma forma, suspeita-se que a discrepância de valores de força obtidos para o LCA (Figura 13) possa estar relacionada com ausência dos meniscos, presentes no modelo de Mesfar.⁸

Quanto à abdução/adução tibial, como a mesma é governada basicamente pela geometria das superfícies articulares, as diferenças nos modelos geométricos utilizados em cada trabalho podem estar provocando a diferença entre os valores aqui obtidos e os apresentados por Wilson.¹⁰

Mesmo com as diferenças entre os modelos, constatou-se boa similaridade quanto aos movimentos articulares, porém diferenças significativas no que diz respeito aos esforços ligamentares.

Para que seja possível a modelagem do conjunto articular personalizado (do próprio paciente) é necessário o modelo geométrico tridimensional das peças articulares de forma independente uma da outra, obtido de tomografias computadorizadas, ressonâncias magnéticas, ultra-sonografias ou outro meio de uso médico normal obtendo a posição exata dos locais de inserção dos ligamentos nos ossos, visto que estes locais de inserção apresentam influencia na resposta cinemática do modelo. Desafortunadamente, a obtenção das geometrias dos diversos componentes do joelho a partir de tomografias de um joelho montado (isto é, *in vivo*) apresenta-se como tarefa complexa pelo fato dos dados necessários serem obtidos a partir de informações de gradientes de densidade, existindo assim um alto grau de dificuldade na definição da fronteira entre uma peça e outra.

Com a obtenção de um modelo geométrico, tridimensional do próprio paciente, com as peças articulares independentes, e com o exato local da inserção dos ligamentos e de todos os elementos estruturalmente relevantes, será possível a aplicação das técnicas aqui estudadas na análise personalizada das intervenções cirúrgicas na região da articulação do joelho.¹⁰

REFERÊNCIAS

- Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, Hirshman P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 1991;4:3-8.
- Abramowitch SD, Papageorgiou CD, Withrow JD, Gilbert TW, Woo SL. The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats. *J Orthop Res.* 2003;21:708-15.
- Fleming BC, Abate JA, Peura GD, Beynon BD. The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee. *J Orthop Res.* 2001;19:841-4.
- Blankevoort L, Huijskes R. Validation of a three-dimensional model of the knee. *J Biomech.* 1996;29:955-61.
- Song Y, Debski RE, Musahl V, Thomas M, Woo SL. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech.* 2004;37:383-90.
- Limb G, Taylor M, Middleton J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress free ACL. *J Biomech.* 2004;37:1723-31.
- Hirokawa S, Tsuruno R. Hyper-elastic model analysis of anterior cruciate ligament. *Med Eng Phys.* 1997;19:637-51.
- Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee.* 2005;12:424-34.
- Moglo KE, Shirazi-Adl A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clin Biomech.* 2003;18:751-9.
- Trilha MJ. Construção e validação qualitativa de um modelo de elementos finitos para a simulação mecânica do joelho humano [dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2006.