

Modelo de elementos finitos para a simulação mecânica da articulação do joelho humano sem menisco - resultados

Marcial Trilha Junior, M. Eng., Grupo de Análise de Sistemas Mecânicos, Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: marcial_junior@yahoo.com.br

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng., Laboratório de Engenharia Biomecânica, Hospital Universitário, Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: roesler@hu.ufsc.br

Eduardo Alberto Fancello, DSc. Eng., Grupo de Análise de Sistemas Mecânicos/Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, e-mail: fancello@grante.ufsc.br

Introdução

O joelho é a articulação mecanicamente mais solicitada da estrutura esquelética humana [1]. Devido a isto, grande número de lesões estão associadas a ele, tais como rompimentos totais e parciais dos ligamentos, fissuras e lesões nos meniscos, fraturas ósseas, artrites entre outras. O joelho é constituído por três ossos, o fêmur, tibia e a patela, formando um sistema articulado com 6 graus de liberdade (dof), havendo movimentos combinados de rotação e translação, sendo a flexão/extensão o grau de liberdade principal.

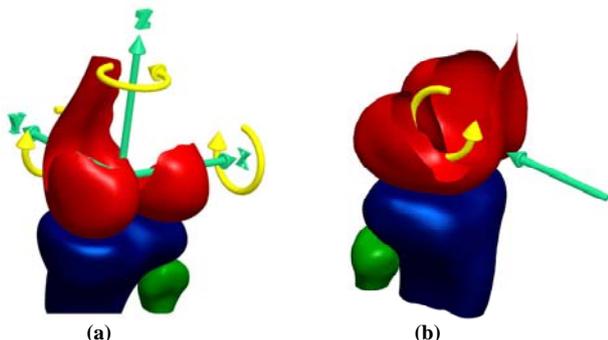


Figura 1 - Joelho com suas direções e rotações.

A simulação computacional da articulação do joelho humano pode configurar uma ferramenta de apoio à decisão médica com aporte importante em ortopedia, fornecendo subsídios para a solução de problemas mecânicos associados a ele.

O movimento passivo do joelho é determinado pela forma das superfícies articulares, da tibia e dos côndilos do fêmur, orientação dos quatro ligamentos principais, pela pressão da patela sobre o fêmur e pelo processo de estabilização dado pelo menisco.

Este trabalho trata da construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho humano com o objetivo de simular os esforços sofridos pelas uniões ligamentares frente ao movimento de flexão, quando da não presença dos meniscos. Foram utilizados códigos comerciais para a descrição geométrica para a análise via Elementos Finitos.

Materiais e Métodos

Os ligamentos são tecidos conectivos densos, constituídos primariamente de fibras de colágeno e fibroblastos, imersos em uma grande matriz intercelular. A complexa interação entre os fibroblastos e a matriz intercelular, promove o caráter viscoelástico ao comportamento mecânico dos ligamentos. Porém quando o carregamento é aplicado a baixa velocidade, um comportamento hiperelástico pode ser considerado [1].

Os ligamentos são estruturas com carregamento principalmente uniaxial trativo, isto induz a um alinhamento de suas fibras, e como as dimensões longitudinais são muito maiores que as transversais, elementos uniaxiais e isotrópicos tornam-se adequados. Estes ligamentos em sua configuração menos carregada apresentam ainda certa tração, para a representação desse comportamento foi utilizado um artifício numérico consistente na inclusão de um coeficiente de expansão térmica nos ligamentos e aplicado carregamento o térmico necessário para gerar a tensão inicial desejada.

O joelho humano possui um excelente sistema de lubrificação formado basicamente pela bolsa sinovial e coxins de gordura. Assim, o atrito entre as superfícies articulares é extremamente baixo, e foi desprezado na modelagem. Para a formulação do contato entre as superfícies articulares, foi utilizado o método dos Multiplicadores de Lagrange devido a menor penetração entre as superfícies de contato e por se apresentar mais eficiente neste caso.

Os ossos experimentam deformações muito inferiores às dos ligamentos e não são o foco deste trabalho sendo considerados rígidos e modelados com elementos de cascas definidos na superfície articular.

As geometrias das peças ósseas utilizadas para a construção desse modelo foram obtidas do Biomechanics European Laboratory e tratadas com o software de

engenharia reversa Geomagic Studio, a fim de proporcionar continuidade e suavidade as superfícies articulares, permitindo a geração de uma malha com pouca distorção inicial dos elementos, e facilitando o tratamento das condições de contato entre as superfícies.

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 conforme [2,3]. Uma força na seguidora de 100 N foi aplicada ao fêmur a fim de modelar a força da patela sobre o fêmur, conforme Fig.1b.

Resultados

Os dados obtidos das análises foram as rotações e translações relativas entre o fêmur e a tíbia, e os esforços ligamentares. Estes valores foram analisados durante o ciclo de flexão de 0 a 110° e comparados com os valores apresentados por Moglo e Mesfar [2,4].

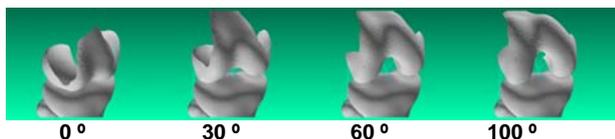


Figura 2 - Flexão femoral, vista isométrica.

A translação antero-posterior do fêmur sobre a tíbia está muito próxima aos valores obtidos por Moglo [2] até próximo aos 30° de flexão femoral tornando-se significativamente maiores após este. A maior translação antero-posterior está sendo provocada pela não presença do menisco neste modelo, assim como verificado em articulações onde esta estrutura foi retirada cirurgicamente.

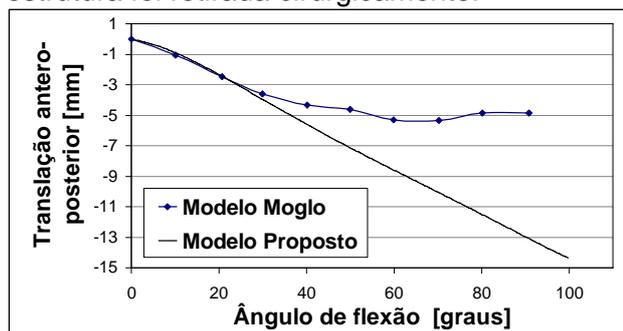


Figura 3 – Translação Femoral.

Os valores de força do LCA apresentam contínua elevação com o ciclo de flexão, enquanto nos dados apresentados por Mesfar há uma queda significativa. Este fato está relacionado com a maior translação antero-posterior do fêmur, causada pela não presença dos meniscos neste modelo. O menisco é uma estrutura estabilizadora da articulação, atuando de forma passiva sobre ele. Como pode

ser visto na literatura médica, articulações sem menisco mostram amplitudes de movimento aumentadas, podendo causar instabilidade e degeneração da articulação [1].

Os demais valores de rotação, translação e forças tiveram comportamento equivalentes aos dados apresentados por Moglo, Mesfar e Wilson [2,4,5]. A comparação das forças ligamentares podem ser vistas na Fig. 4.

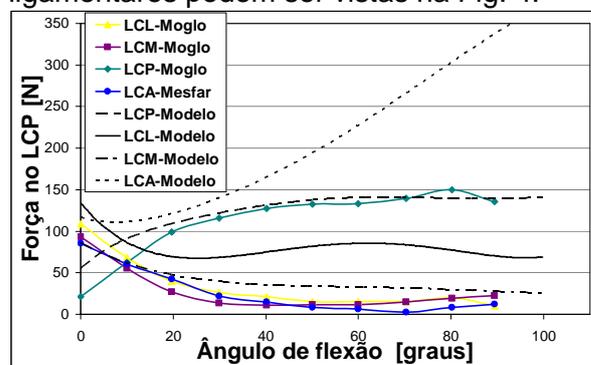


Figura 4 – Forças Ligamentares.

Conclusão

A análise de resultados permitiu observar que vários aspectos cinemáticos e de esforços são satisfatoriamente reproduzidos, como a maior translação antero-posterior do fêmur sobre a tíbia e a sobrecarga no LCA, ambos representando coerentemente um joelho sem menisco.

O estado de pré-carga dos ligamentos, o posicionamento das uniões ligamentares e a representação das superfícies articulares mostraram-se variáveis com elevada relevância nos resultados. Foi realizada uma validação qualitativa do modelo utilizando dados equivalentes obtidos da literatura, os quais serviram como parâmetros de comparação.

Referências

- [1]-Palastanga, N., D. Field, *et al.* Anatomia e movimento humano - estrutura e função. São Paulo: Editora Manole, v.1. 2000
- [2]-Moglo,KE e A.Shirazi-Adl. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. C.Biomech, v.18, 751-2003.
- [3]-Blankevoort, L. e R. Huiskes. Validation of a three-dimensional model of the knee. J. of Biomechanics, v.29, 955-1996.
- [4]-Mesfar,W. e A. Shirazi-Adl. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. The Knee, v.12, 424-2005.
- [5]-Wilson,D.R., J. D. Feikes, *et al.* Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. J. of Biomech, v.31, 1127-1998.