

## MODELAGEM ESTÁTICA ESPACIAL DO JOELHO HUMANO PELO MÉTODO DE DAVIES: UMA ABORDAGEM PRELIMINAR

**Daniel Alejandro Ponce Saldias, Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Hospital Universitário, Campus Universitário, Trindade, Florianópolis/SC, Brasil, danielpo25@gmail.com**

**Carlos Rodrigo de Melo Roesler, Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Hospital Universitário, Campus Universitário, Trindade, Florianópolis/SC, Brasil, rroesler@hu.ufsc.br**

**Daniel Martins, Laboratório de Robótica, Universidade Federal de Santa Catarina, Campus Universitário, Trindade, Florianópolis/SC, Brasil, danielemc@gmail.com**

**Ari Digiácomo Ocampo Moré, Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Hospital Universitário, Campus Universitário, Trindade, Florianópolis/SC, Brasil, arimore@terra.com.br**

***Resumo.** O objetivo principal deste trabalho é desenvolver preliminarmente um modelo estático e espacial do joelho humano, baseado em teoria de mecanismos, para dar suporte aos médicos ortopedistas com informações que relacionam as forças desenvolvidas pelo enxerto de LCA com sua posição de fixação. Essa posição de fixação deve ser ajustada no planejamento pré-operatório da cirurgia de substituição ligamentar. Neste aspecto, é considerada a melhor posição para inserção do enxerto, aquela que permite que a força no enxerto seja similar à desenvolvida em um ligamento intacto, durante movimento de flexão do joelho. A metodologia proposta está fundamentada na reimplantação de um modelo cinemático espacial do joelho existente na literatura. Em particular, o modelo cinemático é reimplantado mediante o método de Davies, para obtenção de um modelo estático que fornece resultados das forças nos ligamentos e cêndilos. O modelo cinemático existente tem demonstrado ser capaz de reproduzir satisfatoriamente o movimento passivo do joelho, portanto, qualquer aprimoramento ou implementação adicional vem a ser útil no planejamento pré-operatório, principalmente ao concernente à simulação das forças em ligamentos e enxertos.*

***Palavras chave:** Modelagem do joelho, Planejamento pré-operatório, Mecanismos, Helicoides, Método de Davies.*

### 1. INTRODUÇÃO

Quando é indicada a cirurgia do ligamento cruzado anterior (LCA), o planejamento pré-operatório é um passo crítico na definição dos parâmetros a serem aplicados na cirurgia. Ali, os cirurgiões ortopédicos têm de definir a melhor posição para inserção do enxerto substituto, que aproxime à funcionalidade de um LCA intacto. Um caso particularmente complexo é quando o enxerto de LCA não pode ser posicionado na área de inserção natural, devido a que essa área é pequena demais para realizar a o procedimento cirúrgico. Em estes casos são escolhidas áreas adjacentes à de inserção natural, mas a estática e cinemática natural do joelho pode ser alteradas em forma prejudicial, caso não seja escolhida uma posição de inserção satisfatória do enxerto.

O objetivo de este trabalho é propor preliminarmente uma modelagem estática espacial do joelho, baseando-se na teoria de mecanismos, no método de Davies e em um modelo cinemático do joelho anteriormente proposto por Sancisi e Parenti-Castelli (2010). A presente modelagem apresenta uma análise tridimensional das forças desenvolvidas nos elementos anatômicos do joelho, aprimorando as modelagens estáticas bidimensionais apresentadas anteriormente (Ponce et al. 2013a,b) e também as modelagens espaciais puramente cinemáticas (Parenti-Castelli e Sancisi, 2013; Sancisi e Parenti-Castelli, 2010), mediante o uso do método de Davies e da teoria de helicoides. A metodologia aplicada visa ser implementada em modelos personalizados de joelho, para fornecer informações que apoiem o planejamento pré-operatório de substituição do LCA.

O presente paper começa apresentando a método proposto para modelagem estática espacial do joelho. Nas seções subsequentes são apresentados os resultados e a validação, finalizando com as conclusões e trabalhos futuros.

### 2. MÉTODO PROPOSTO

Consta de duas etapas: modelo físico e modelo estático do joelho. O método contempla o procedimento experimental realizado por Woo et al. (1998) para conhecer a força in-situ no LCA. A força in-situ é a força que atua no ligamento (ou enxerto) em resposta a uma carga aplicada no joelho. A força in-situ experimental serve para validar o modelo proposto. O procedimento experimental, apresentado na Fig. (1a), consiste em aplicar, mediante um sistema robótico, uma carga de  $F_x=110N$  com direção anterior tibial e um momento  $M_z$  ao redor do eixo lateral medial z, sobre espécimes de joelho. A força e o momento são aplicados sobre a tibia, enquanto o fêmur permanece fixo. O momento  $M_z$  trava o movimento de flexão que impõe a força  $F_x$ , simulando o teste de gaveta anterior, submetendo o LCA a

tensão, ou seja, o momento  $M_z$  é aplicado na tíbia e ajustado de forma que as estruturas articulares estejam sujeitas à força pura  $F_x$ . Essas cargas são aplicadas para vários ângulos de flexão ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $90^\circ$ ) mediante o sistema robótico. O sensor de força UFS do robô, fixado à tíbia é mostrado na Fig. (1a) mede indiretamente as forças in-situ do LCA mediante o Jacobiano inverso. (FUJIE et al., 1996).

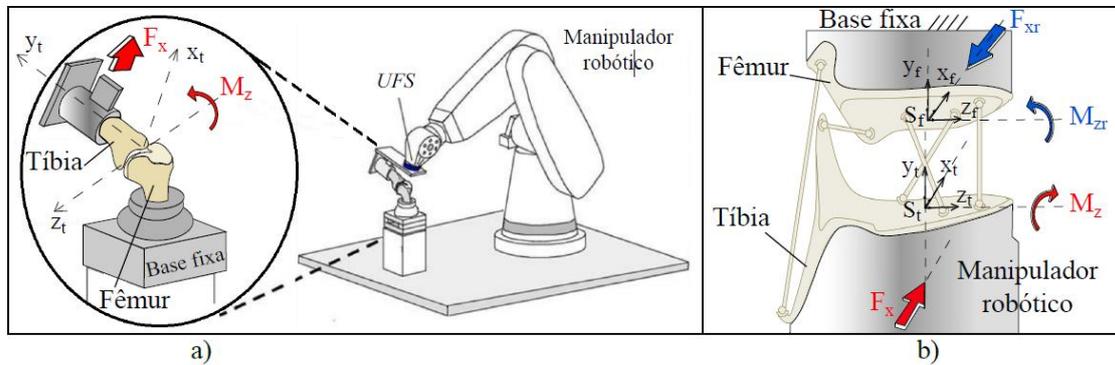


Figura 1: a) Procedimento experimental (Woo et al., 1998), b) Modelagem estática do procedimento experimental.

### 2.1. Modelo físico do joelho

O Modelo físico do joelho corresponde a modelo cinemático proposto por Sancisi e Parenti-Castelli (2010), apresentado na Fig. (2a). Este modelo cinemático, composto por elos rígidos unidos por juntas esféricas, tem demonstrado ser capaz de reproduzir satisfatoriamente o movimento passivo do joelho (Parenti-Castelli e Sancisi, 2013; Sancisi e Parenti-Castelli, 2010). Por ser a Fig. (2a) um desenho esquemático (topológico) do modelo, adota-se neste trabalho, um modelo equivalente com geometria mais representativa da anatômica, apresentado na Fig. (2b). Na Figura (2c) é representado o joelho humano com sua anatomia, onde LCP=ligamento cruzado posterior, LCM=ligamento colateral medial, LCL=ligamento colateral lateral.

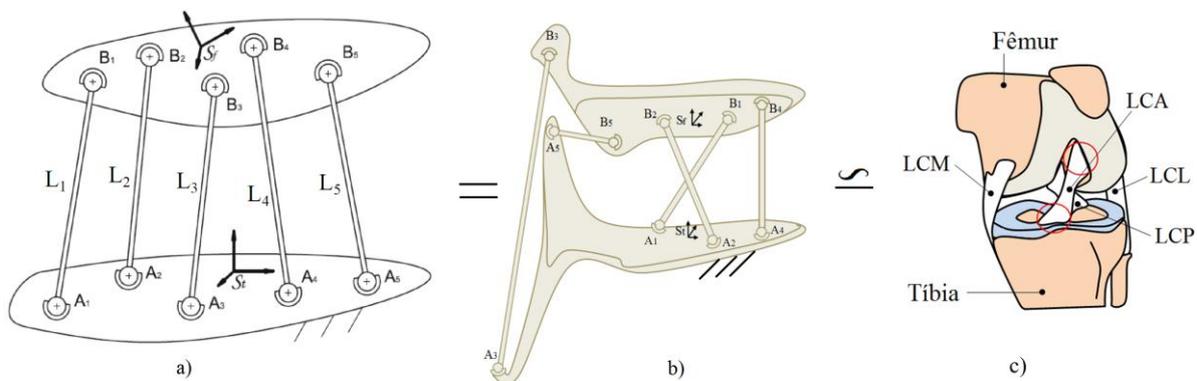


Figura 2. a) Modelo cinemático do joelho, proposto por Sancisi e Parenti-Castelli (2010). b) Modelo equivalente ao de Sancisi e Parenti-Castelli (2010). c) Joelho humano e seus elementos anatômicos.

O modelo de Parenti-Castelli e Sancisi (2013) possui 1-DOF espacial, ou seja, para cada ângulo de flexão imposto podem ser determinado univocamente a posição e orientação espacial da plataforma superior em relação à inferior. Em esse modelo, a tíbia é representada pela plataforma inferior, com seu centro anatômico localizado em  $S_f$ . Por sua vez o fêmur é representado pela plataforma superior, com centro anatômico localizado em  $S_f$ . O LCL não é modelado, pois não exerce uma influência significativa na movimentação passiva (Parenti-Castelli e Sancisi, 2013; Sancisi e Parenti-Castelli, 2010). As posições dos ligamentos e côndilos adotados na Fig. (2b) são detalhadas a seguir:

- A1, A2 e A3: são as posições espaciais dos pontos de inserção tibial do LCA, LCP e LCM, respectivamente.
- B1, B2 e B3: são as posições espaciais dos pontos de inserção femoral do LCA, LCP e LCM, respectivamente.
- A4 e A5: são as posições espaciais dos centroides do côndilo tibial lateral e medial, respectivamente.
- B4 e B5: as posições espaciais dos centroides do côndilo femoral lateral e medial, respectivamente.
- L1, L2 e L3: os comprimentos do LCA, LCP e LCM, respectivamente.

As posições sucessivas dos elementos anatômicos são calculadas computacionalmente, para 5 ângulos de flexão ( $5^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $90^\circ$ ).

A movimentação de  $S_f$  em  $S_t$  do modelo, as posições iniciais  $A_i$ ,  $B_i$  e os comprimentos  $L_i$  ( $i=1, \dots, 5 = n^\circ$  de elos do mecanismo) são obtidos de Parenti-Castelli e Sancisi (2013). Considerando esses dados podem ser obtidas as movimentações dos elementos anatômicos  $A_i$ ,  $B_i$ , ( $i=1, \dots, 5$ ), para o percurso da flexão, mediante aplicação da cinemática inversa.

Deve-se notar que a movimentação do joelho no procedimento experimental (Woo et al. 1998), acontece com o fêmur fixo, como apresentado na Fig. (1). Portanto é adotada uma inversão cinemática, em termos de helicoides, para obter a movimentação dos elementos anatômicos  $A_i$ ,  $B_i$ , ( $i=1, \dots, 5$ ) como apresentada na Eq. (1).

$${}^f \vec{S}_{0A_i} = -p + {}^B R_A \vec{S}_{0A_i}, \quad (i=1, \dots, 5) \quad (1)$$

Onde  ${}^f \vec{S}_{0A_i}$  é a posição inicial de cada elemento anatômico  $A_i$  medida em  $S_f$ ,  $p$  é a posição  $(x, y, z)$  de  $S_f$  em  $S_t$ ,  ${}^B R_A$  é a matriz de rotação de  $S_f$  em  $S_t$  e  $\vec{S}_{0A_i}$  é a posição de  $A_i$  em  $S_t$ .

## 2.2. Modelagem estática

Em função das cargas aplicadas no joelho apresentadas no procedimento experimental (Fig. (1)), calculam-se aqui as forças nos elementos anatômicos modelados, para as posições de cada um deles determinadas na etapa anterior.

Neste método, a força e torque externos mostrados em vermelho na Fig. (3) devem substituídos por forças internas entre os acoplamentos do mecanismo. Com as forças internalizadas, é formado o grafo das ações (Fig. (3b)), onde os números correspondem aos elos e as arestas correspondem às forças em cada acoplamento.

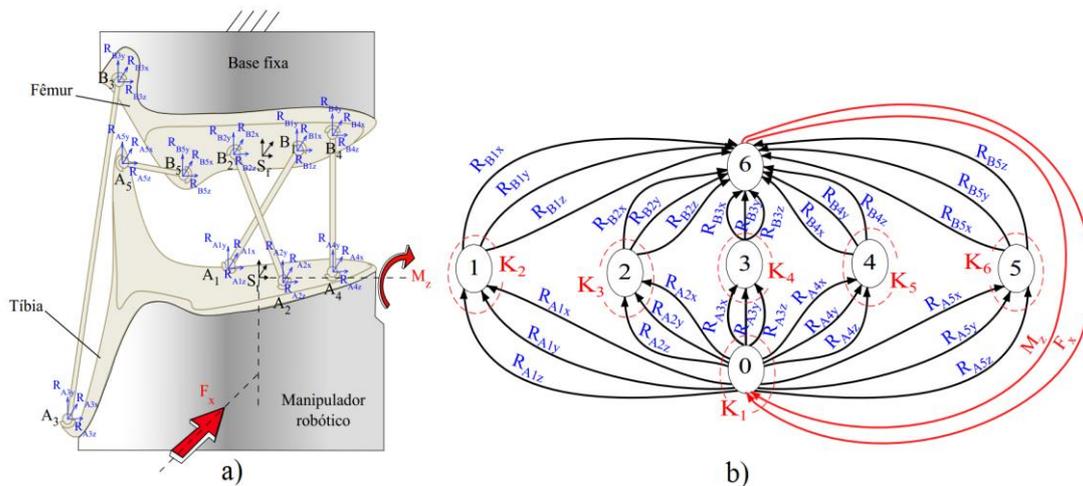


Figura 3. Modelagem estática: a) Internalização das cargas externas. b) Grafo das ações.

No grafo das ações são determinados 5  $k$ -cortes seguindo a *Lei dos Cortes* (Davies, 2006). Essa *Lei* estabelece que a soma algébrica dos helicoides de força que pertencem a um mesmo corte é zero. Assim,  $k$  cortes podem ser representados pela notação matricial de helicoides mostrada na Eq. (2).

$$\{\vec{\Psi}_S\} = -[\hat{A}_{NS}][\hat{A}_{NP}]\{\vec{\Psi}_P\} \quad (2)$$

Onde  $[\hat{A}_{NS}]$  é  $[\hat{A}_{NP}]$  são as submatrizes de *Rede Secundária* e *Primária* respectivamente,  $\{\vec{\Psi}_P\}$  corresponde ao vetor das magnitudes das cargas externas e  $\{\vec{\Psi}_S\}$  corresponde ao vetor das magnitudes das forças atuantes nos acoplamentos do modelo. O desenvolvimento detalhado do equacionamento pode ser visto em (Ponce, 2014; Ponce et al, 2013a,b; Ponce et al, 2012). Atribuindo valores às cargas aplicadas no joelho  $\{\vec{\Psi}_P\}$ , é possível obter a solução estática  $\{\vec{\Psi}_S\}$ , correspondente às forças internas no joelho, como ligamentos e côndilos. Deve-se notar que as cargas externas aplicadas no joelho  $\{\vec{\Psi}_P\}$  são aquelas aplicadas pelo o sistema robótico na tíbia, no procedimento experimental de Woo et al., (1998).

### 3. RESULTADOS

Na presente seção são apresentados os resultados da simulação da modelagem estática e a sua validação com os resultados experimentais propostos por Woo et al., (1998).

A solução estática  $\{\tilde{\Psi}_s\} = \{R_{A_1}, R_{A_2}, R_{A_3}, R_{A_4}, R_{A_5}, R_{B_1}, R_{B_2}, R_{B_3}, R_{B_4}, R_{B_5}, M_z\}$  é obtida pela imposição da carga externa  $\{\tilde{\Psi}_p\} = F_x = 110\text{N}$ , para o percurso completo de flexão do joelho. Por sua vez, as forças *in situ* no LCA, LCP e LCM, são calculadas pela norma das forças  $R_{A_1}$ ,  $R_{A_2}$  e  $R_{A_3}$  respectivamente, e representadas na Fig. (4a) como:  $F_{LCA}$ ,  $F_{LCP}$  e  $F_{LCM}$ . As forças de compressão nos côndilos medial (CM) e lateral (CL) são calculadas pela norma das forças  $R_{A_4}$  e  $R_{A_5}$  respectivamente, e representadas na Fig. (4b) como:  $F_{CM}$  e  $F_{CL}$ .

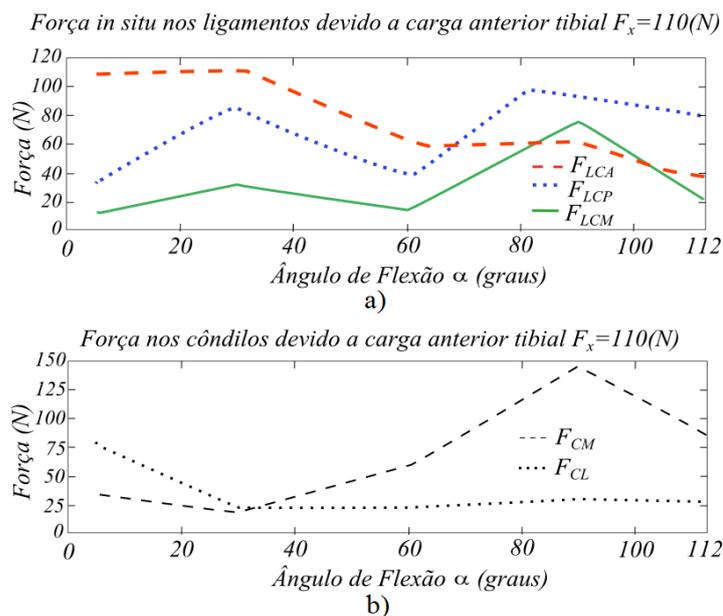


Figura 4. Resultado da simulação: forças nos elementos anatômicos do modelo estático devido a uma carga anterior tibial  $F_x=110\text{N}$ , no percurso do movimento de flexão do joelho.

#### 3.1 Validação

Para validação dos resultados são comparados os resultados da força *in situ* no LCA obtidos mediante a modelagem estática proposta, com os resultados obtidos do procedimento experimental proposto por Woo et al. (1998).

A comparação dos dois resultados são mostrados na Fig. (5), onde os dados experimentais estão representados por uma linha contínua preta e as barras verticais correspondem ao desvio padrão. Os dados obtidos da modelagem estática proposta estão representados por uma pontilhada azul, se encontrando dentro do desvio padrão dos dados experimentais.

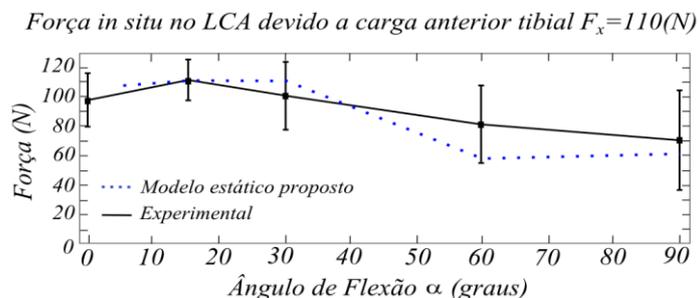


Figura 5. Validação dos resultados da força *in situ* no LCA.

### 4. CONCLUSÕES

O presente trabalho apresenta, de forma preliminar, uma modelagem estática do joelho que permite determinar as forças *in situ* dos ligamentos e forças de compressão dos côndilos, quando submetidos a uma carga externa. A modelagem proposta está baseada em uma reimplementação de um modelo cinemático existente (Parenti-Castelli, 2010). Esse modelo cinemático tem demonstrado ser capaz de reproduzir satisfatoriamente o movimento passivo do joelho, portanto, qualquer implementação adicional contribuiria no desenvolvimento de ferramentas científicas para apoio no planejamento pré-operatório do joelho humano, e neste caso específico, para a cirurgia de substituição do LCA.

A metodologia proposta apresenta-se como uma potente evidência de que a modelagem baseada em mecanismos, helicoides e método de Davies, permite simular resultados similares aos fisiológicos, podendo ser considerada como uma ferramenta consolidada para modelagem de sistemas biomecânicos.

A implementação do modelo estático tridimensional permitiu aprimorar resultados apresentados anteriormente, nos quais a modelagem bidimensional (Ponce et al, 2013a,b; Ponce et al, 2012) apresentava limitações em alguns aspectos. Embora os resultados apresentados sejam alentadores, futuras melhoras podem ser aplicadas para obter resultados mais precisos. Espera-se provar em pesquisas subsequentes, que modificações no modelo geométrico original permitam obter melhorias nos resultados de força. Também é considerado para trabalhos futuros: implementar o comportamento hiperelástico dos elementos anatómicos, incrementar o número de pontos a serem avaliados no percurso da flexão do joelho e testar as forças *in situ* em diferentes pontos de inserção, para verificar a sensibilidade força-posição do LCA (enxerto).

## 5. REFERÊNCIAS

- Davies, T., 2006, "Freedom and constraint in coupling networks", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C, Journal of Mechanical Engineering Science*, Vol. 220, pp. 989–1010.
- FUJIE, H.; LIVESAY, G. A.; FUJITA, M.; WOO, S. L., 1996, "Forces and moments in six-dof at the human knee joint: mathematical description for control". *Journal of biomechanics*, Elsevier, v.29, n.12, pp. 1577–1585.
- Parenti-Castelli, V.; Sancisi, N., 2013, "Synthesis of spatial mechanisms to model human joints", *21st Century Kinematics*, Springer, Vol. 1, pp. 49-84.
- Ponce, D., 2014, "Modelagem da Articulação do Joelho Humano Visando Apoio ao Planejamento Pré-Operatório", Tese (Doutorado), Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
- Ponce, D., Martins, D., Roesler, C. R. M., Rosa, F., More, A., 2013a, "Modeling of human knee joint in sagittal plane considering elastic behavior of cruciate ligaments", *22st International Congress of Mechanical Engineering COBEM 2013*, Vol. 1. Ribeirao Preto, Sao Paulo, Brasil, pp. 5853-5864.
- Ponce, D., Roesler, C. R., Martins, D., 2013b, "Human Knee Joint Model Based On Screw Theory and its Relevance for Preoperative Planning", *Mecânica Computacional*, Vol. 31, pp. 3847–3871.
- Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., 2010, "A 1 dof parallel spherical wrist for the modelling of the knee passive motion", *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 45, pp. 658–665.
- Woo, S., Fox R., Sakane, M., Livesay, G., Rudy, T., Fu. F., 1998, "Biomechanics of the acl: Measurements of in-situ force in the acl and knee kinematics", *The Knee*. Vol. 5. pp. 267–288.

## 6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - e ao CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - que suportaram financeiramente esta pesquisa.

## 7. ABSTRACT

The aim of this work to develop a static and spatial model of the human knee joint, based on mechanisms theory, in order to support orthopedic surgeons, with information about the developed forces in the ACL graft and its fixation position. This fixation position must be adjusted in the preoperative planning of ligament replacement. In this respect, it is considered the best position for graft fixation, where the strength of the graft is similar to that developed in an intact ligament during knee flexion. The proposed methodology is based on the reimplementation of an existing spatial kinematic model of the knee, already existing in the literature. In particular, the kinematic model is redeployed by the Davies method for obtaining a static model that provides results of ligamentar and condylar forces. The existing kinematic model has been shown to be able to reproduce satisfactorily the physiological movement of the knee, therefore, any improvement or further implementation becomes useful in preoperative planning, especially when concerning the simulation of forces in ligaments and grafts.

## 8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.