

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA MECÂNICA

**CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO QUALITATIVA DE UM MODELO DE  
ELEMENTOS FINITOS PARA A SIMULAÇÃO MECÂNICA DO JOELHO  
HUMANO**

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

Marcial Trilha Junior

Florianópolis, outubro de 2006.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA MECÂNICA

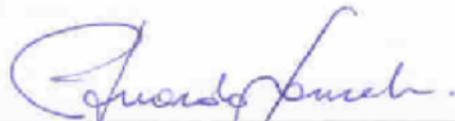
CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO QUALITATIVA DE UM MODELO DE  
ELEMENTOS FINITOS PARA A SIMULAÇÃO MECÂNICA DO JOELHO  
HUMANO

MARCIAL TRILHA JUNIOR

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de

MESTRE EM ENGENHARIA  
ESPECIALIDADE ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.



---

Eduardo Alberto Fancello, D.Sc. – Orientador



---

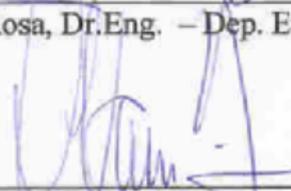
Fernando Cabral, Ph.D. - Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA



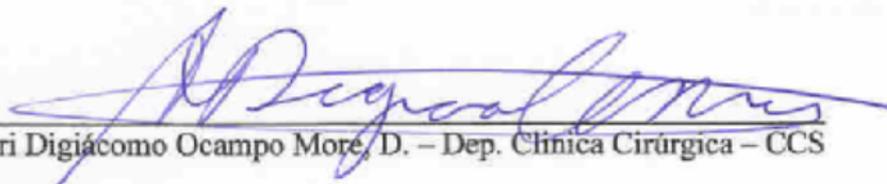
---

Edison da Rosa, Dr.Eng. – Dep. Eng. Mec. – CTC



---

Altamir Dias, D.Sc. – Dep. Eng. Mec. – CTC



---

Ari Digiacomo Ocampo More, D. – Dep. Clínica Cirúrgica – CCS

O que é terreno traiçoeiro?  
É aquele que é fácil de entrar,  
mas difícil para sair.

**Sun Tzu**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Eduardo Alberto Fancello, pela dedicação e orientação dada durante a realização do mestrado.

Ao professor Marcelo Krajnc Alves, pela orientação no início deste trabalho.

Aos laboratórios Grante e Laboratório de Robótica desta Universidade, e a seus integrantes, que contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho, em especial ao Rodrigo Roesler.

Aos meus pais Marcial e Cleusa, e demais familiares pelo apoio dado durante todo este tempo.

A minha namorada Dilma, grande responsável por este mestrado.

Enfim, a todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

# SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS .....</b>	<b>IV</b>
<b>SUMÁRIO .....</b>	<b>V</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>VII</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>X</b>
<b>SIMBOLOGIA.....</b>	<b>XI</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>XIII</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>XIV</b>
<b>1 - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>5</b>
2.1 - TERMINOLOGIA ANATÔMICA .....	5
2.2 - IMAGENS MÉDICAS.....	7
2.2.1 - Tomografia Computadorizada .....	8
2.2.2 - Ressonância Magnética .....	9
2.2.3 - Formato DICOM .....	9
2.3 - OSSOS .....	10
2.4 - ESTRUTURA DOS LIGAMENTOS E TENDÕES.....	12
2.5 - ARTICULAÇÃO DO JOELHO .....	14
2.6 - CURVA CINEMÁTICA .....	24
2.7 - MODELOS CONSTITUTIVOS .....	24
2.8 - PROBLEMA DE EQUILÍBRIO E SOLUÇÃO NUMÉRICA.....	26
2.8.1 - Problema de Equilíbrio. Princípio dos Trabalhos Virtuais .....	27
2.8.2 - Incorporação de Condições de Contorno de Contato.....	29
2.8.3 - Aproximação por Elementos Finitos.....	29
2.8.4 - Método de Newton-Raphson. Linearização .....	30
2.8.5 – Condição de Contato.....	31
<b>3 – MODELO DO JOELHO.....</b>	<b>33</b>
3.1 - MODELO GEOMÉTRICO.....	33
3.2 - MODELO NUMÉRICO.....	36

3.4 - LEVANTAMENTO DAS PRÉ-CARGAS NOS LIGAMENTOS .....	40
<b>4 – RESULTADOS OBTIDOS .....</b>	<b>42</b>
<b>5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÕES .....</b>	<b>57</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>60</b>
<b>APÊNDICE .....</b>	<b>65</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Joelho, vista frontal [1].	1
Figura 2 - Posição anatômica e direções do corpo [13].	5
Figura 3 - Planos anatômicos do corpo humano [13].	6
Figura 4 - Imagem tomográfica de um maxilar.	8
Figura 5 - Diagrama esquemático de um osso longo [18].	11
Figura 6 - Osso cortical e osso trabecular [30].	11
Figura 7 - Movimentos do joelho.	15
Figura 8 - Locais de inserção dos ligamentos cruzados [8].	16
Figura 9 - O joelho e seus componentes, joelho direito em extensão total [36].	16
Figura 10 - Côndilos femorais e ligamento cruzado anterior [8].	17
Figura 11 - Diagrama mostrando os três arcos de flexão [38].	18
Figura 12 - Abdução/adução tibial como função do ângulo de flexão do fêmur [40].	19
Figura 13 - Translação antero-posterior do fêmur em função do ângulo de flexão do fêmur em relação à tíbia com carregamento antero-posterior de 100 N [41].	20
Figura 14 - Translação antero-posterior do fêmur em relação à tíbia em função de carregamento antero-posterior para diferentes estados do LCP [41].	21
Figura 15 - Força nos quatro ligamentos principais em função de carregamento antero-posterior para diferentes estados do LCP [41].	21
Figura 16 - Força nos ligamentos cruzados em função do ângulo de flexão com carregamento antero-posterior de 100 N para diferentes deformações do LCP [41].	22
Figura 17 - Força nos ligamentos colaterais em função do ângulo de flexão, com força antero-posterior de 100 N para diferentes deformações do LCP [41].	23
Figura 18 - Força no ligamento cruzado anterior em função do ângulo de flexão para diferentes carregamentos do quadríceps [33].	23
Figura 19 - Representação esquemática do modelo de Maxwell para viscoelasticidade.	25
Figura 20 - Representação esquemática do modelo de Kelvin para viscoelasticidade.	25

Figura 21 - Representação esquemática do modelo de Maxwell generalizada.....	26
Figura 22 - Representação de um dos pares de contato do modelo. ....	31
Figura 23 - Modelo geométrico do fêmur obtido do Biomechanics European Laboratory. ...	33
Figura 24 - Fêmur do Biomechanics European Laboratory como uma nuvem de pontos.....	34
Figura 25 - Passos da obtenção do modelo geométrico com o software Geomagic Studio....	35
Figura 26 - Representação gráfica do ligamento modelada por Limbert e Middleton [27]....	36
Figura 27 - Modelo geométrico puro do fêmur.....	37
Figura 28 - Modelo geométrico do fêmur com a malha de superfície sobreposta. ....	37
Figura 29 - Malha de superfície do fêmur.....	37
Figura 30 - Curvas tensão-deformação para: LP, LCA, LCM, LCL, ALCP- cruzado posterior anterior, PLCP- cruzado posterior posterior, LPFM- patelo femoral medial, LPFL- patelo femoral lateral [33].....	38
Figura 31 - Curva tensão-deformação aplicada aos ligamentos.....	38
Figura 32 - Modelo geométrico do modelo em estudo. ....	41
Figura 33 - Representação da flexão femoral do modelo, vista medial/lateral.....	43
Figura 34 - Representação da flexão femoral do modelo, vista isométrica anterior.....	44
Figura 35 - Translação antero-posterior do fêmur em função do ângulo de flexão. ....	45
Figura 36 - Rotação tibial como função do ângulo de flexão do fêmur.....	46
Figura 37 - Rotação da tibial como função do ângulo de flexão do fêmur.....	46
Figura 38 - Força no LCP em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N. ....	47
Figura 39 - Força no ligamento colateral lateral em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N. ....	48
Figura 40 - Força no ligamento colateral medial em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N. ....	48
Figura 41 - Força no ligamento cruzado anterior em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N. ....	49
Figura 42 - Comparação entre os deslocamentos antero-posterior de Moglo com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-2 e 3.....	50

Figura 43 - Comparação entre as rotações tibial por Wilson, numérica experimentalmente, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-2 e 3.....	50
Figura 44 - Comparação entre as forças no LCP obtidas por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.....	51
Figura 45 - Comparação entre as forças no LCA obtidas por Mesfar, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.....	51
Figura 46 - Comparação entre os valores de força no LCL obtidos por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.....	52
Figura 47 - Comparação entre os valores de força no LCM obtidos por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.....	52
Figura 48 - Força resultante e componentes de força no LCA, com pré-carregamento-2.....	53
Figura 49 - Força resultante e componentes de força no LCA, com pré-carregamento-3.....	54
Figura 50 - Força resultante e componentes de força no LCP, com pré-carregamento-2.....	54
Figura 51 - Força resultante e componentes de força no LCP, com pré-carregamento-3.....	54
Figura 52 - Força resultante e componentes de força no LCL, com pré-carregamento-2.....	55
Figura 53 - Força resultante e componentes de força no LCL, com pré-carregamento-3.....	55
Figura 54 - Força resultante e componentes de força no LCM, com pré-carregamento-2.....	55
Figura 55 - Força resultante e componentes de força no LCM, com pré-carregamento-3.....	56
Figura 56 - Rotação femoral interna/externa em relação ao ângulo de flexão com o pré-carregamento-2.....	56

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Exemplos de termos utilizados no posicionamento de estruturas corporais. ....	7
Tabela 2 - Seções transversais dos principais ligamentos do joelho. ....	39
Tabela 3 - Comprimento dos ligamentos com joelho em extensão total. ....	40
Tabela 4 - Dados para pré-carregamento dos ligamentos do modelo. ....	40

## SIMBOLOGIA

### Alfabeto Latino:

$A$	Área
$\bar{b}$	Força de corpo por unidade de volume deformado
$b$	Força de corpo por unidade de volume indeformado
$B$	Tensor deformação de Cauchy-Green à esquerda
$C$	Tensor de Deformação de Cauchy
$\det [ ]$	Determinante de uma matriz ou tensor
$\text{div} [ ]$	Divergente de uma medida
$E$	Módulo de elasticidade
$e_i$	Direções principais
$\bar{f}_t$	Força de superfície por unidade de área de referência
$f_t$	Força de superfície por unidade de área atual
$F$	Força
$G$	Operador gradiente espacial
$I_1, I_2, I_3$	Invariantes de deformação de Green
$k_T$	Matriz de rigidez tangente
$N$	Matriz das funções de interpolação
$N_{(i)}$	Funções de interpolação
$P$	Tensor de Piola Kirchhoff
$r$	Vetor resíduo
$S_{ij}$	Superfície contatora
$S_{ji}$	Superfície alvo
$SC$	Área completa de contato
$S^{IJ}, S^{JI}$	Par de contato
$t$	Tempo
$tol$	Tolerância
$u$	Deslocamento
$U$	Vetor de parâmetros de deslocamentos
$V$	Volume
$x$	Coordenadas espaciais
$X$	Coordenadas materiais

### Alfabeto Grego:

$\mathbf{a}_k$	Conjunto de Variáveis Internas
$\lambda_i$	Auto-valores do tensor de estiramento
$\eta$	Viscosidade
$\mathcal{E}_{el}$	Deformação elástica total
$\varepsilon$	Deformação
$\sigma$	Tensor tensão de Cauchy, tensão real ou verdadeira
$\hat{\sigma}$	Função constitutiva incremental do tensor tensão de Cauchy
$\eta$	Vetor de parâmetros de deslocamentos virtuais
$\nabla_x$	Divergente
$\tau$	Tensor tensão de Kirchhoff
$\varphi(X, t)$	Função movimento ou deformação
$\nu$	Coefficiente de Poisson
$\delta \mathbf{u}_i^J, \delta \mathbf{u}_i^I$	Deslocamentos virtuais
$\Psi$	Função energia de deformação
$\mathcal{G}$	Espaço dos deslocamentos virtuais de corpo
$\Omega$	Domínio do corpo
$\Omega_t$	Posição atual de um corpo

### Símbolos Matemáticos

$\partial\Omega$	Fronteira do corpo
$\partial\Omega_f$	Fronteira de contato do corpo
$\partial\Omega_t$	Fronteira de tração do corpo
$\partial\Omega_u$	Fronteira de deslocamento do corpo

### Índices:

$[\ ]^k$	Iteração
$[\ ]_n$	Incremento atual
$[\ ]_{n+1}$	Próximo incremento
$[\ ]^T$	Transposta da matriz
$[\ ]^{-1}$	Inversa da transposta da matriz
$[\ ]^{-1}$	Inversa da matriz
$\{F\}$	Vetor força nodal
$\{u\}$	Vetor deslocamento nodal
$\{U\}$	Conjunto de parâmetros de discretização
$\{R\}$	Vetor independente dos parâmetros
$\{F\}$	Vetor dependente
$\{x_1\}, \{x_2\}, \{x_3\}$	Vetores ortogonais

## RESUMO

O joelho humano é a articulação mecanicamente mais solicitada da estrutura esquelética humana. 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.

A simulação computacional do movimento 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 esta articulação.

Este trabalho trata da construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho humano com o objetivo de simular os esforços sofridos pelas inserções ligamentares frente ao movimento de flexão e a ação de cargas mecânicas específicas. Foram utilizados códigos comerciais para a descrição geométrica do sistema ósseo e para a análise via Elementos Finitos do movimento.

Devido à diferença em rigidez, os grupos ósseos foram considerados praticamente indeformáveis frente aos ligamentos, modelados como materiais elásticos não lineares, com propriedades mecânicas obtidas da literatura. Devido à alta lubrificação, condições de contato sem atrito foi admitida entre as superfícies articulares. A simulação foi realizada em um modo quase-estático.

Foram obtidos diferentes resultados como o movimento adutor/abdutor, rotação interna/externa do fêmur em relação a tíbia e esforços nos ligamentos como função do movimento de flexão. Estes valores foram analisados qualitativamente e confrontados com valores equivalentes obtidos na literatura.

A análise de resultados permitiu observar que vários aspectos cinemáticos são satisfatoriamente reproduzidos, embora os esforços ligamentares não se comportam como esperado. Estima-se que a ausência da geometria dos meniscos no modelagem seja a principal responsável por estas diferenças. Estado de pré-carga dos ligamentos e o posicionamento das inserções ligamentares mostraram-se variáveis relevantes nos resultados.

Palavras-chave: engenharia biomecânica, método dos elementos finitos, análise não-linear, articulação do joelho, ângulo de flexão.

## ABSTRACT

The human knee is the joint more demanded of the human skeletal structure. Because this, great numbers of injuries they are associates with it, such as total and partial disruptions of ligaments, fissures and injuries in the meniscus, bone fracture, arthritis and others.

Computational simulations of the displacements of human knee joint perform a tool of support to the medical decision with importance in orthopaedy, supplying subsidies to solution of mechanical problems associated with de joint.

This work, concerned of a construction of three-dimensional human knee model, with objective of simulates the efforts supported for ligamentar union with the flexion and a specific mechanics loads. They had been used commercial codes to generate a geometric bone systems and to Finite Element analysis of displacements.

Because the difference in rigidity, the bone groups had considered practically undeformable compared with the ligaments, modeled as nonlinear elastic material, with the mechanical properties gotten of literature. Because the great lubrication, contact without friction conditions was admitted between the articular surfaces. The simulation was accomplished in a quasi-static way.

Different results had been obtained as ab/adduction and internal/external rotation of femore in tibia relation and efforts in the ligaments in function of flexion movements. These values had been qualitatively analyzed and collated with equivalent values gotten in literature.

The analysis of results permitted to observe that some kinematics aspects was satisfactorily reproduced, but the ligamentar efforts they do not behave as expected. Believe that the non existence of meniscus geometry in de model be it a main responsible for these differences. The pre-tension in the ligament and the positioning of the ligamentar unions they had revealed a variable important in the results.

Keywords: biomechanical engineering, method of the finite elements, nonlinear analysis, joint of the knee, angle of flexion.

## 1 - INTRODUÇÃO

A anatomia foi por séculos baseada na experimentação sobre animais e seres humanos tendo o objetivo de aumentar a compreensão sobre a biologia animal e humana, com a importante finalidade de aumentar a eficácia de determinados processos além do desenvolvimento de novos métodos e processos.

A partir do século 20, a utilização de técnicas numéricas como elementos finitos tornaram-se mais baratas e rápidas. Isto facilitou a utilização destas ferramentas no campo da engenharia, sendo possível, criar e testar modelos e protótipos virtuais antes que estes sejam realmente manufacturados, reduzindo assim a quantidade de testes experimentais.

A articulação do joelho Fig. 1 é a maior e mais solicitada articulação do corpo humano. Além de suportar o peso próprio do corpo, ela está sujeita aos esforços de compressão oriundos dos impactos decorrentes do toque dos pés ao solo, onde nestes impactos os esforços de compressão podem atingir valores muito maiores que o peso estático do corpo [1].

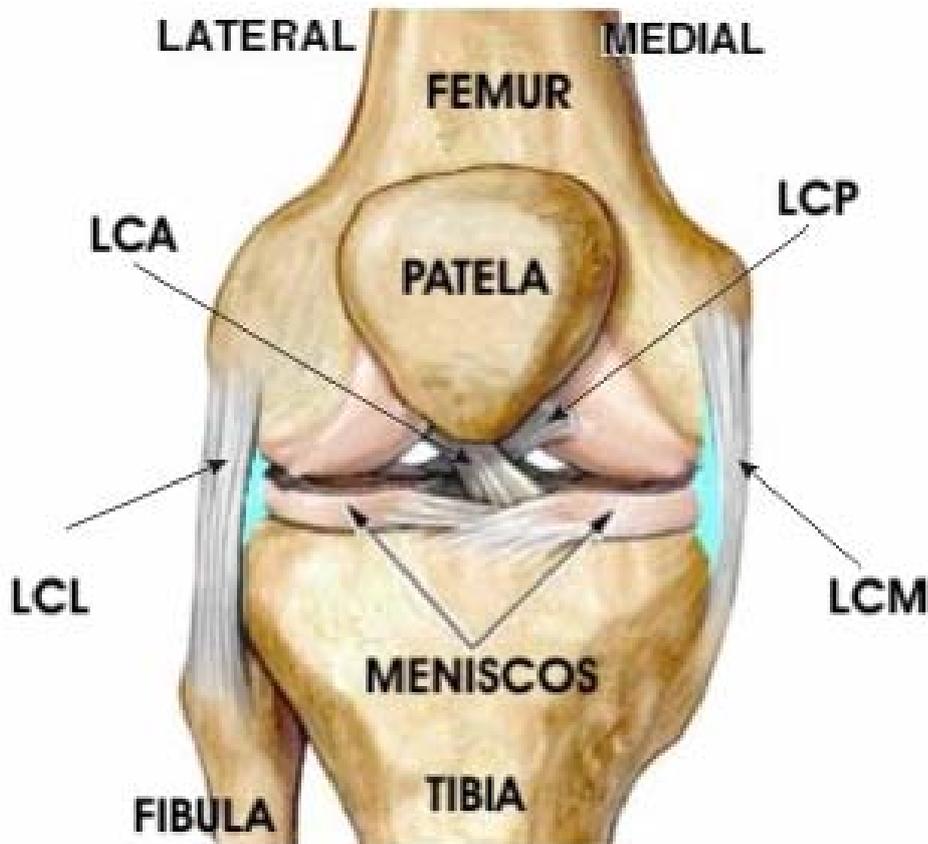


Figura 1 - Joelho, vista frontal [1].

O joelho é uma articulação de extrema importância, sendo composto pelos ossos fêmur e tíbia, além da patela (antigamente chamada de rótula). A junção desses ossos depende de estruturas de suporte, como ligamentos, a cápsula da articulação e os meniscos, que garantem a estabilidade da mesma.

Devido à elevada solitação a que é submetido o joelho, um 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.

Lesões no ligamento cruzado anterior (LCA) são muito comuns, fundamentalmente em atividades esportivas e acidentes automobilísticos [2]. 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 [3].

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.

Com o intuito de estudar este tipo de influência, foram realizados estudos comparativos de incidência de lesões ligamentares em mulheres atletas, comparadas com homens que praticam o mesmo esporte. Constatou-se que a incidência de lesões varia significativamente com a fase do ciclo menstrual do qual a mulher se encontra. Verificou-se que é na fase de ovulação quando se constata a maior ocorrência de lesões ligamentares, enquanto na fase folicular do ciclo menstrual a incidência é significativamente menor. Concluiu-se então que as variações dos níveis de estrogênio estão ligadas a essa variação [4] [5].

A técnica cirúrgica que busca restaurar o funcionamento normal da articulação do joelho após lesões de ligamentos é denominada Reconstrução Ligamentar.

A reconstrução do LCA é um procedimento complexo, com muitas variáveis cirúrgicas envolvidas que afetam a capacidade do enxerto 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 tensão dada ao enxerto no momento da fixação. Os resultados, porém apresentam frequentemente conclusões contraditórias [6]. Alguns autores defendem que a

tensão do pré-carregamento dado ao 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 [7]. Contudo, outros estudos defendem que uma grande tensão aplicada ao enxerto do LCA no momento da reconstrução seria benéfico do ponto de vista da estabilidade da articulação [8].

Um grande número de estudos in-vitro mostram que a tensão dada ao enxerto do ligamento cruzado anterior (LCA) no momento da fixação, tende a afetar a estabilidade normal da articulação do joelho, mas a maioria dos estudos relatam quase nenhuma diferença a longo prazo [6].

Muitos estudos cadavéricos experimentais visaram resolver esta questão, mas apresentaram resultados controversos com alguns que sugerem que o valor da tensão inicial no enxerto no momento da fixação não afeta a cinemática do joelho e as forças no LCA enxertado [9], quando outras demonstraram que aumentar a tensão inicial do enxerto conduz a uma diminuição significativa na mobilidade do joelho, e outras ainda indicaram que uma tensão excessiva pode conduzir a um joelho sobre-confinado [10] [11].

Em um estudo realizado por Fleming et al [11] examinou se o efeito da tensão inicial no enxerto no instante da reconstrução como uma função da flexão do joelho em um modelo da cabra. Encontraram que os níveis da tensão aplicados em vários ângulos de flexão do joelho, resultaram todas em aumentos ou em diminuições significativas na flexibilidade natural do joelho comparado ao joelho intacto.

Estudos em cães revelados em três meses de pós-operatório não foram verificadas diferenças na flexibilidade natural do joelho nem nas propriedades estruturais das uniões entre o enxerto e o osso, isto com o enxerto reparado com 1 N e com 39 N [7].

Em outro estudo três níveis de tensão (firmemente, anatômicos, e frouxo) foram aplicados em coelhos na reconstrução do ligamento colateral medial (LCM), onde grandes diferenças foram verificadas logo após a cirurgia, comparadas com o joelho intacto, contudo após 12 semanas essas diferenças tiveram extrema diminuição, e após 24 semanas essa diferença foi praticamente indetectável. Mais tarde, avaliaram pacientes após dois anos cujos ACLs foram reconstruídos com enxerto do semitendinoso aos quais foram aplicadas cargas no momento da fixação de 20 N, 40 N, ou 80 N. O único relacionamento encontrado foi uma correlação inversa entre a tensão do enxerto e o comportamento do joelho para os enxertos reparados em 20 N e em 80 N [12].

Como visto acima, os estudos realizados indicam que ocorre certo nivelamento das tensões nos enxertos após certo tempo decorrido da intervenção cirúrgica. Isto pode estar relacionado como o remodelamento do ligamento reconstruído, sendo que o enxerto serve como base para a remodelação do novo ligamento. Como o passar do tempo após a cirurgia o enxerto vai necrosando, enquanto o novo ligamento é formado sobre este.

A simulação computacional do movimento da articulação do joelho, a qual aparece como a articulação mecanicamente mais solicitada na estrutura esquelética humana, configura uma ferramenta para apoio à decisão médica com aporte importante em ortopedia. Isto pois, deste modo, o estudo e a busca por soluções particulares aos problemas associados a esta articulação seriam mais precisos antes de uma intervenção cirúrgica, representando um aumento considerável no possível êxito da operação. Isto, por sua vez, possui uma alta demanda social devido ao elevado número de indivíduos que apresentam transtornos no aparato locomotor em consequência de enfermidades ou acidentes.

O conhecimento sobre o comportamento mecânico de materiais usuais de construção tais como, metais, plásticos, etc, encontra-se num nível muito superior àqueles sobre tecidos biológicos, tanto em aspectos experimentais como no seu modelamento.

A contribuição deste trabalho é iniciar a construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho que possa, num futuro, ser utilizado como ferramenta de apoio no estudo de técnicas cirúrgicas de reconstrução dos ligamentos cruzados e demais intervenções cirúrgicas na região do joelho relacionadas à mobilidade e estabilidade da articulação. Espera-se que após um processo de calibração e estudo de diferentes modelos, possa se fornecer subsídio e apoio ao desenvolvimento de próteses totais do joelho tanto internas, no caso de artroplastia total do joelho, e também próteses externas, no caso de amputações.

Este trabalho focaliza um modelo tridimensional da articulação do joelho humano com o objetivo de simular os esforços sofridos pelas inserções ligamentares frente ao movimento de flexão e a ação de cargas mecânicas específicas. Foram utilizados códigos comerciais para a descrição geométrica do sistema ósseo e para a análise via Elementos Finitos do movimento.

Devido à diferença em rigidez, os grupos ósseos foram considerados praticamente indeformáveis frente aos ligamentos, modelados como materiais elásticos não lineares, com propriedades mecânicas obtidas da literatura. Devido à alta lubrificação, condições de contato sem atrito foi admitida entre as superfícies articulares. A simulação foi realizada em um modo quase-estático.

## 2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 - TERMINOLOGIA ANATÔMICA

Aqui é apresentado de forma breve, a nomenclatura utilizada pela área médica para denominar as posições das estruturas corporais. Desta forma, este tópico servirá para a uniformização da linguagem referente às posições e direções relativas das estruturas no contexto deste trabalho.

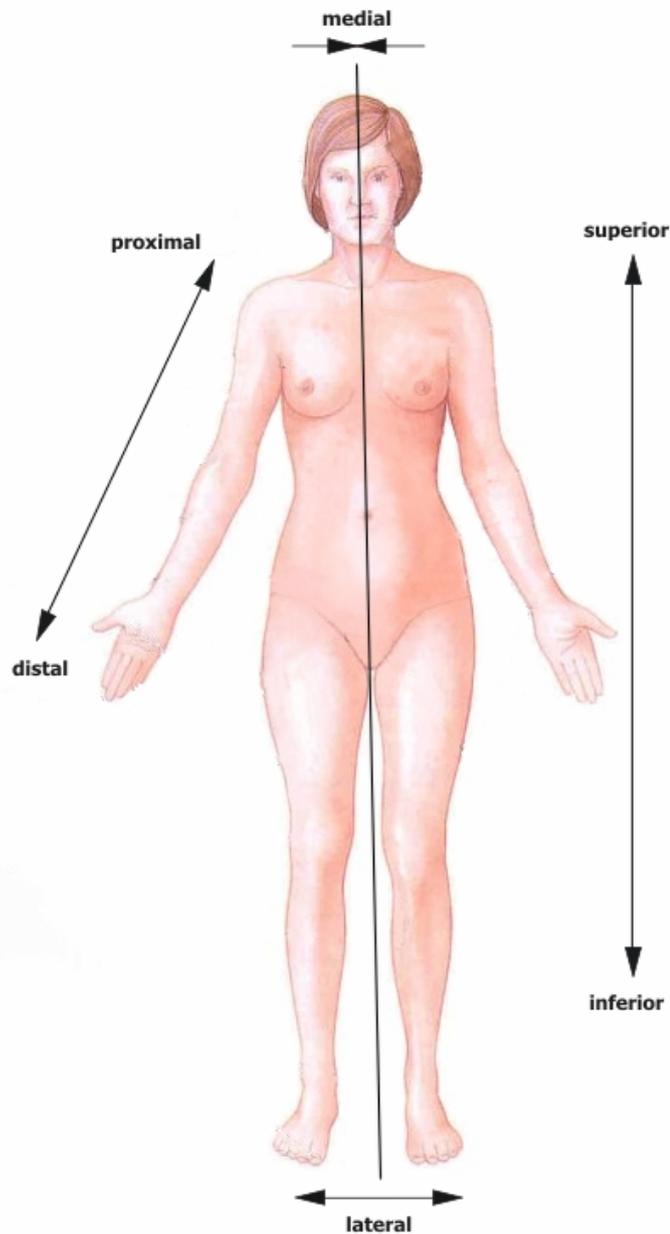


Figura 2 - Posição anatômica e direções do corpo [13].

Existe uma convenção universal na anatomia, que assume que as descrições do corpo humano sejam feitas com base em uma posição específica, chamada de posição anatômica. Na posição anatômica, o indivíduo está de pé, ereto, de frente para o observador, com os membros superiores estendidos e posicionados lateralmente, as palmas das mãos voltadas para frente, os dedos estendidos e os polegares situados em posição afastada do corpo e os pés apoiados ao chão, conforme Fig. 2 [14].

Para facilitar a localização das diversas estruturas corporais e seu posicionamento em relação às demais, foram definidos planos e direções, como estão apresentados nas Fig. 2 e 3. A Tab. 1 mostra definições usuais, usadas nas Fig. 2 e 3.

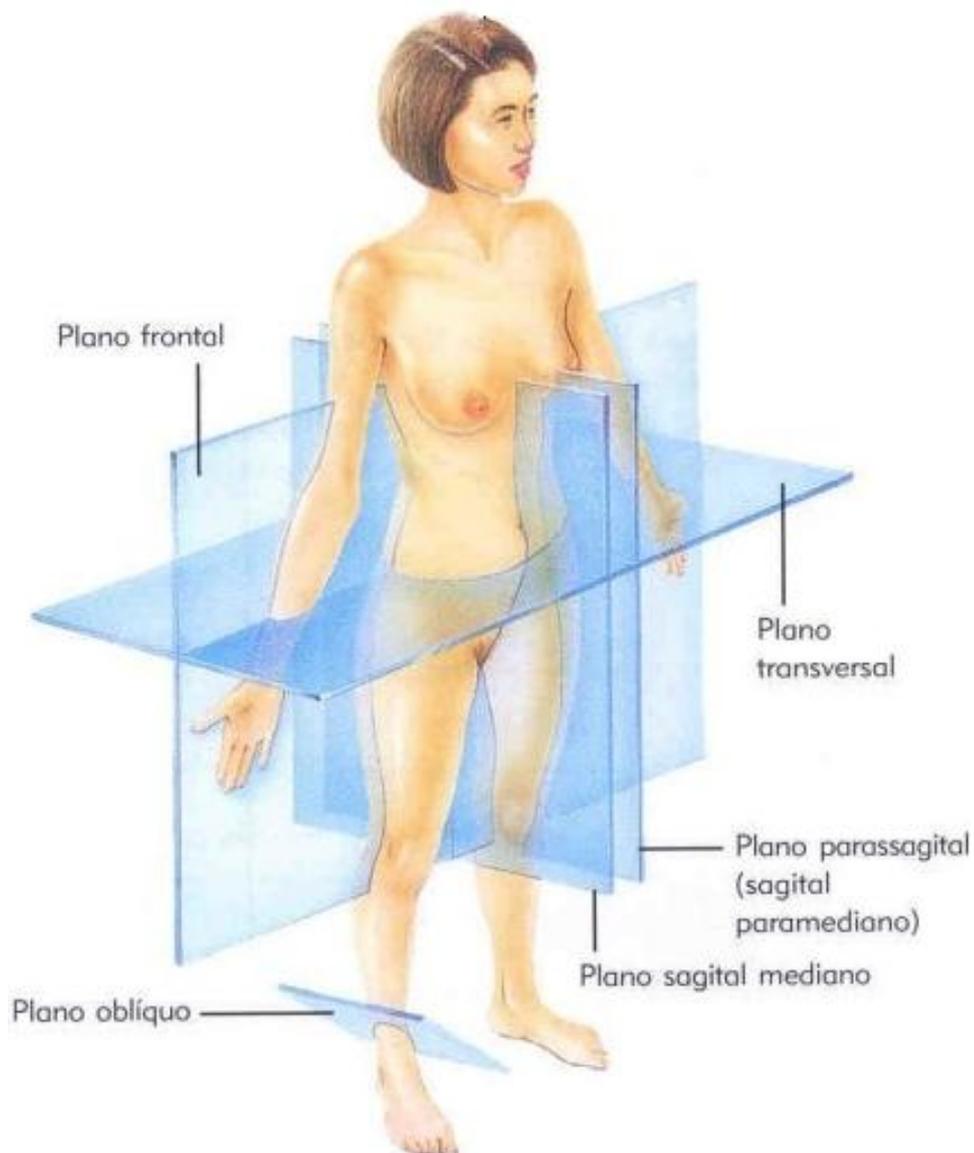


Figura 3 - Planos anatômicos do corpo humano [13].

Tabela 1 - Exemplos de termos utilizados no posicionamento de estruturas corporais.

<b>Termo</b>	<b>Definição</b>	<b>Exemplo</b>
<b>Superior</b> (cefálico ou cranial)	Em direção a cabeça ou parte superior de uma estrutura	O coração é superior ao fígado
<b>Inferior</b> (caudal)	Em direção a cabeça ou parte superior de oposta a cabeça ou em direção a parte inferior de uma estrutura	O estômago é inferior aos pulmões
<b>Anterior</b> (ventral)	Mais perto ou na frente do corpo	O coração é anterior a coluna
<b>Posterior</b> (dorsal)	Mais perto ou no dorso do corpo	O esôfago é posterior à traquéia
<b>Medial</b>	Mais próximo a linha mediana do corpo ou de uma estrutura.	O cotovelo esta na porcao medial do braco
<b>Lateral</b>	Distante da linha mediana do corpo ou de uma estrutura	O radio esta na porção lateral do antebraço
<b>Intermédio</b>	Entre duas estruturas	O dedo anular é intermédio entre o dedo médio e o dedo mínimo
<b>Proximal</b>	Mais próximo a fixação de um membro ao tronco ou estrutura; mais próximo ao ponto de origem	O úmero é proximal ao radio
<b>Distal</b>	Mais distante da fixação de um membro ao tronco ou estrutura;	As falanges são distais aos ossos carpais
<b>Superficial</b>	Em direção a ou na superfície do corpo	O esterno é superficial ao coração
<b>Profundo</b>	Distante da superfície do corpo	As costelas são profundas a pele do tórax

Fonte [14]

## 2.2 - IMAGENS MÉDICAS

A obtenção de imagens médicas tem como objetivo possibilitar uma avaliação médica a partir de imagens. Essas imagens podem ser oriundas de radiografia ou de técnicas mais recentes, tais como tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultra-sonografia.

Embora estas novas técnicas forneçam um número muito maior de informações que as convencionais radiografias, as imagens oriundas de tomografia computadorizada e ressonância magnética ainda estão sendo utilizadas de forma apenas qualitativa na maioria dos laboratórios de bio-imagens.

O caminho natural nessa área é a reconstrução tridimensional das imagens médicas, para melhor visualização das estruturas do corpo, e a extração de maior número de informações quantificáveis dessas imagens.

### 2.2.1 - Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada foi desenvolvida pelo engenheiro eletrônico Godfrey N. Hounsfield, que, por esse desenvolvimento recebeu o prêmio Nobel em fisiologia e medicina em 1979, juntamente com o físico sul-africano Allan McLeod Cormack. O tomógrafo é composto basicamente de fonte de raios-x e detectores de radiação. Conhecendo a intensidade de radiação emitida e a recebida, pode ser determinadas a quantidade de energia absorvida por determinado região do corpo. Esta energia absorvida, ou atenuação, é proporcional a densidade do corpo naquela região.

Movendo-se as fontes de raios-x e os detectores, term-se imagens planas paralelas com distância desejada entre elas. A imagem formada é representada através de pixels de tons de cinza, os quais estão relacionados com a densidade a partir das unidades de Hounsfield. Quanto maior a densidade, mais claro o tom [15].

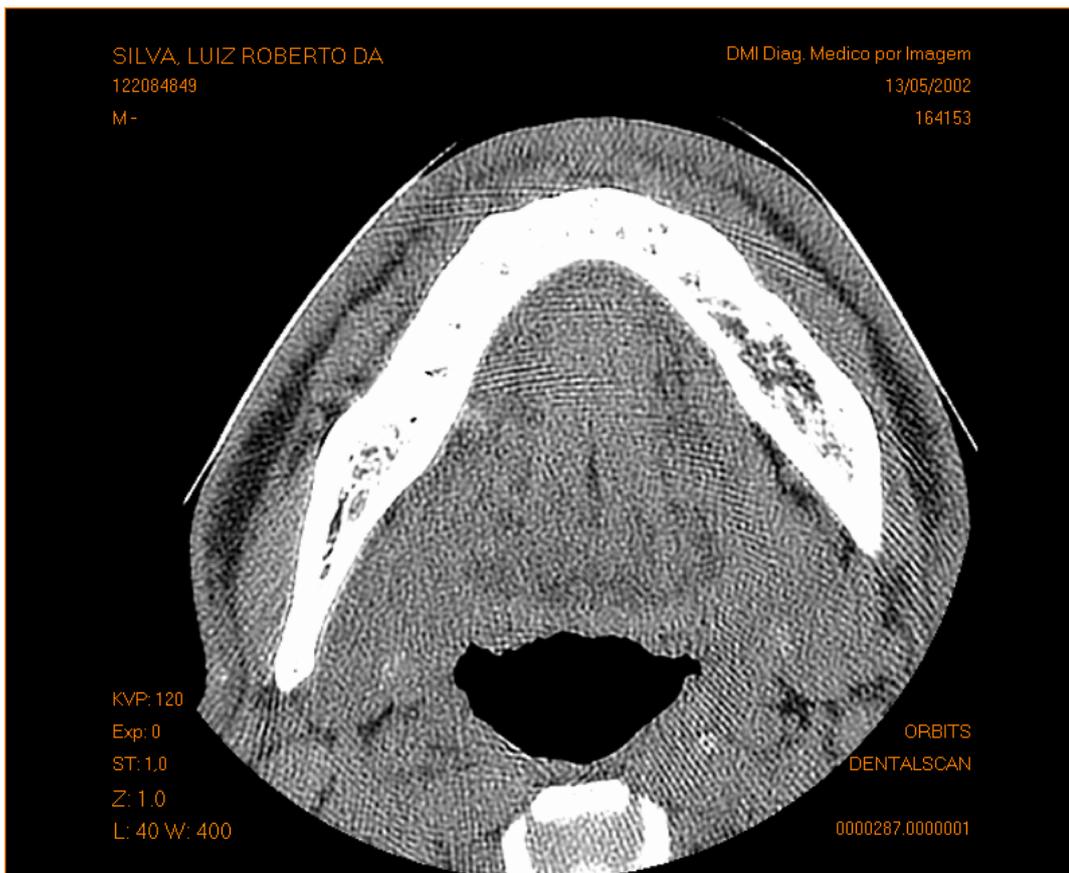


Figura 4 - Imagem tomográfica de um maxilar.

### **2.2.2 - Ressonância Magnética**

A ressonância magnética nuclear (RMN) é outro recente avanço na anatomia radiográfica. A RMN foi utilizada primeiramente como instrumento de pesquisa, mas está sendo utilizada com propósito de diagnósticos. Esta técnica possui a vantagem de usar radiação não ionizante, menos lesiva às células do que os raios-x. No aparelho de RMN o paciente é colocado em uma câmara de tamanho do corpo contendo um grande imã (magneto). O campo magnético causa o alinhamento de núcleos de hidrogênio, bem como de outros núcleos, ao longo do corpo. Ajustando-se a energia magnética gerada pelo imã, é possível detectar a quantidade de energia absorvida pelos vários núcleos. Esta informação, fornecida a um computador, pode ser usada para mapear a distribuição dos núcleos originando imagens dos órgãos do corpo [14].

### **2.2.3 - Formato DICOM**

Com o advento da tomografia computadorizada e das demais imagens médicas em formato digital, a partir da década de 70, a American College of Radiologists (ACR) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA), perceberam a necessidade da geração de um formato padrão para visualização das imagens médicas, facilitando assim o intercâmbio de informações contidas nas imagens, mesmo quando obtida por equipamentos de empresas distintas [15]. A partir disso foi criado o formato de imagem digital conhecido como DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que atualmente é o formato padrão dos arquivos gerados nos aparelhos de obtenção de imagens médicas.

As imagens em formato DICOM são formadas por uma escala de 2000 a 3000 tons de cinza, chamados de pixels, quantificados em termos de unidades Hounsfield, que relacionam a densidade do ponto com a escala de cinza da imagem. Essas imagens também contêm um cabeçalho (Dicom File Meta Information Header), no qual se armazenam informações como o nome do paciente, a data e hora do exame, características do imageamento, resolução, entre outras informações que se achar necessário, conforme Fig. 4 [15].

Outro formato muito utilizado para ler imagens médicas é o TIFF (Tagged Image File Format), e pode ser obtido pela conversão do formato DICOM. A grande vantagem desta

conversão é a possibilidade de visualização em muitos programas comerciais e pode ser importado diretamente pelos programas de modelagem geométrica, tais como CAD (Computer Aided Design). A conversão de imagem DICOM para TIFF, provoca uma redução no número de tons de cinza, de 2000 do formato DICOM, para 256 no formato TIFF, isto pode facilitar a distinção visual das estruturas, pois o olho humano distingue entre 15 e 20 tons de cinza [16].

### 2.3 - OSSOS

Os ossos realizam várias funções mecânicas e biológicas, tais como proporcionar apoio para suportar esforços, transferir forças, proporcionar proteção aos órgãos internos, tomar parte no processo de circulação sanguínea e armazenar cálcio e fósforo.

O osso pode ser classificado como um compósito natural formado basicamente por matriz orgânica ( $\approx 20\%$ ), fase mineral ( $\approx 65\%$ ) e água ( $\approx 15\%$ ). A matriz orgânica é constituída principalmente de fibras de colágeno (conjunto de fibrilas) com características mecânicas de anisotrópicas. A fase mineral é constituída principalmente de cristais de apatita depositadas dentro dos espaços discretos das fibrilas. Como uma fibra, o colágeno promove resistência e rigidez apenas sob tração, e por isto, as fibras de colágeno são embebidas em outra substância para prevenir a flambagem sob cargas compressivas. No osso, as fibras de colágeno estão embebidas em material cristalino inorgânico composto principalmente de cálcio e fosfato [17].

Os ossos são tecidos do corpo bastante dinâmicos e ativos metabolicamente [15], capazes de se renovarem permanentemente durante a vida toda do indivíduo. Essa renovação deve-se às células ósseas responsáveis pela atividade de formação e de reabsorção do tecido ósseo.

Em nível macroscópico existem duas formas para o material ósseo humano, chamadas de osso compacto (ou cortical) e osso trabecular (ou esponjoso/cancelar). Osso compacto é um material denso que forma a maioria das placas externas dos ossos, sendo distinguido do osso trabecular por sua baixa porosidade (entre 5 a 10%). A matriz óssea do osso compacto possui alta fração volumétrica com pouca fração de vazios, existentes principalmente para o abastecimento sanguíneo. No fêmur, este tipo de osso é encontrado na diáfise Fig. 5 como um tubo cortical de parede espessa. O centro vazado do tubo cortical (canal intramedular) é

preenchido com tutano ósseo amarelo (nos adultos) que é primariamente gordura. O osso trabecular, por sua vez, possui uma microestrutura esponjosa com a matriz óssea constituindo padrões tridimensionais de suportes e placas, caracterizando uma estrutura porosa de células abertas. Os espaços vazios são preenchidos por tutano ósseo vermelho, nervos e canais sanguíneos. Em regiões próximas às áreas carregadas, os suportes mais espessos seguindo as direções do carregamento. Regiões mais densas de osso trabecular podem apresentar placas suportando um carregamento vertical com barras conectando as placas na direção transversa para prevenir a flambagem. Presente apenas no interior dos ossos, este tipo de osso é encontrado nas extremidades de ossos longos, i.e., nas regiões epifiseal e metafiseal.

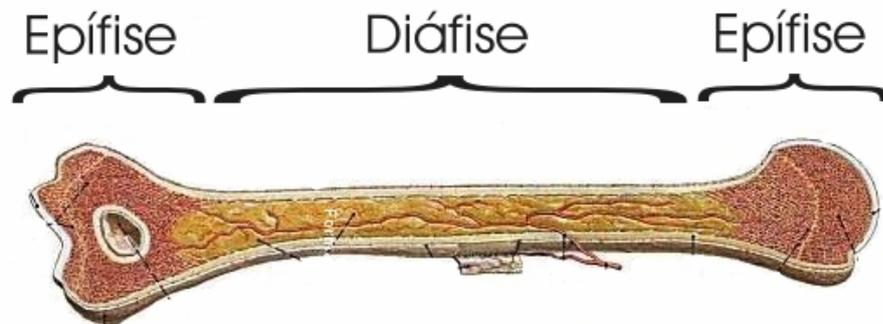


Figura 5 - Diagrama esquemático de um osso longo [18].

Apesar da correspondência entre o comportamento material da matriz compacta e aquele da matriz trabecular ainda ser motivo de estudos controversos, a hipótese de que o osso cortical pode ser considerado osso trabecular densificado tem servido de base para muitos investigadores do comportamento da rigidez trabecular [16].

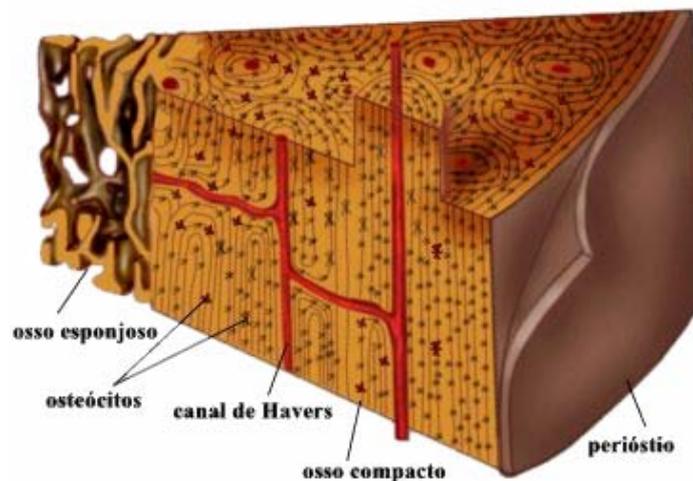


Figura 6 - Osso cortical e osso trabecular [30].

O tecido cortical situado principalmente na diáfise proporciona a resistência mecânica aos ossos, enquanto o tecido trabecular com sua matriz porosa preenchida por líquido ajuda a absorver as cargas de impacto [15], Fig. 6.

O osso compacto é considerado um compósito hierarquicamente estruturado, cujo comportamento mecânico global é dominado pela fase sólida da matriz óssea porosa e cujos vazios intersticiais, ocupados por uma fase óssea líquida, possuem influência menor na rigidez estrutural.

O osso trabecular é mecanicamente caracterizado pela quantidade de volume ocupado por material sólido, e pela arquitetura e orientação das trabéculas. A quantidade de volume ocupado por material sólido é descrita pela fração volumétrica relativa, que é o volume de trabéculas em uma unidade, dividida pelo volume unitário total. O comportamento mecânico global do osso trabecular depende do arranjo tridimensional das suas macroestrutura apresentando um comportamento, em geral, anisotrópico [17].

#### **2.4 - ESTRUTURA DOS LIGAMENTOS E TENDÕES**

Os tendões e ligamentos estão inclusos no grupo dos tecidos biológico moles. Uma breve introdução se faz necessário para um maior embasamento sobre sua mecânica e estrutura.

Os tendões têm a função de conectar o tecido muscular ao tecido ósseo, enquanto os ligamentos conectam ossos. Devido a essa função de conexão, além de sua estrutura, são também chamados de tecidos biológicos conectivos moles[14].

Sendo os tendões estruturas sujeitas a carregamentos basicamente unidirecionais, induzem suas fibras a um alinhamento paralelo. Já os ligamentos, são estruturas normalmente carregados uniaxialmente, mas outros carregamentos mais complexos nas direções não preferenciais podem se fazer presentes, tais como torções e interações com outras estruturas. As fibras de colágeno desses ligamentos não estão necessariamente paralelas, podendo formar uma complexa rede de fibras entrelaçadas, originando a grande anisotropia encontrada em alguns ligamentos.

Ligamentos e tendões são tecidos conectivos densos, sendo constituídos primariamente de fibras de colágeno, possuindo poucas células, chamadas de fibroblastos, e

são imersos 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.

O ligamento colateral lateral é um tecido que possui suas fibras de colágeno dispostas de forma paralela, enquanto os ligamentos cruzados possuem uma estrutura com um número maior de fibras entrelaçadas [19].

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 assuntos bastante estudados, em ligamentos cruzados anteriores, tendões, ligamentos do pulso, ligamento periodontal e ligamento glenohumeral inferior [20] [21] [22] [23].

A principal característica dos tecidos biológicos conectivos moles é que eles suportam grandes deformações, rotações e deslocamentos, tendo um grande comportamento não linear e propriedades mecânicas fortemente anisotrópicas.

Os modelos constitutivos mais utilizados para a representação dos ligamentos estão baseados em leis elásticas e suas extensões a viscoelasticidade [24].

Para a modelagem das propriedades do ligamento no plano transversal ao seu eixo, alguns estudos admitem que essas propriedades permanecem constantes neste plano, enquanto outros estudos defendem a utilização de modelos que contenham certa anisotropia transversal [25] [26] [27] [28].

Grande número dos estudos que utilizam modelos viscoelásticos, sejam eles transversalmente isotrópicos ou anisotrópicos, trabalham com a abordagem de material composto, o qual engloba fibras de colágeno e uma matriz de glicoproteínas e elastina [19] [29].

Do ponto de vista do comportamento mecânico, os ligamentos são estruturas submetidas a elevadas deformações com leis constitutivas de tensão/deformação ou força/deslocamento não lineares. Tendo na sua constituição 70% de água, são em geral modelados como materiais incompressíveis. Por outro lado a interação entre as estruturas celulares promove um comportamento dependente da velocidade das deformações as quais são submetidas, isto é, propriedades viscosas.

Diversos modelos são utilizados na literatura, dependendo do foco de aplicação. Os mais freqüentes são modelos hiperelásticos (independentes da velocidade de deformação) e visco-hiperelásticos. As propriedades de anisotropia são freqüentemente incorporadas, usando abordagem de materiais compostos (fibras em matriz homogênea).

A literatura neste aspecto apresenta um grande número de estudos, conforme referencias podem ser vistas em [19] [25] [27] [28] [29] [30] [31] [32] [33] [34].

## 2.5 - ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O joelho humano é um sistema articulado com 6 graus de liberdade (DOF – *degrees-of-freedom*), havendo movimentos combinados de rotação e translação, e possuindo um grau de liberdade principal: a flexão/extensão (rotação em torno do eixo x). Os demais graus de liberdade são os três movimentos de translação, 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), como exemplificado na Fig. 7, além do outros dois movimentos de rotação, interno/externo (rotação em torno do eixo z) e abdução/adução (rotação em torno do eixo y).

O joelho tem funções extremamente importantes para a locomoção do indivíduo pois, além de transmitir e suportar cargas, ajuda na conservação do momento corpóreo e proporciona estabilidade durante o movimento do indivíduo[34].

O sistema articular do joelho humano é formado por três ossos, o fêmur, tíbia e a patela. Estes formam duas articulações, a articulação tíbio-femoral e a articulação patelo-femoral, como pode ser visto nas Fig. 1. A articulação tíbio-femoral pode ainda ser derivada em outras duas, a tíbio-femoral medial e a tíbio-femoral lateral.

A funcionalidade da articulação do joelho é governada por uma complexa interação entre seus componentes: a patela, a porção distal do fêmur e porção proximal da tíbia, os ligamentos e cápsula sinovial, as cartilagens articulares e meniscos, e os músculos. Devido a uma complexa interação entre essas estruturas, qualquer dano a um desses componentes, pode levar a deterioração de todo o sistema articular [24].

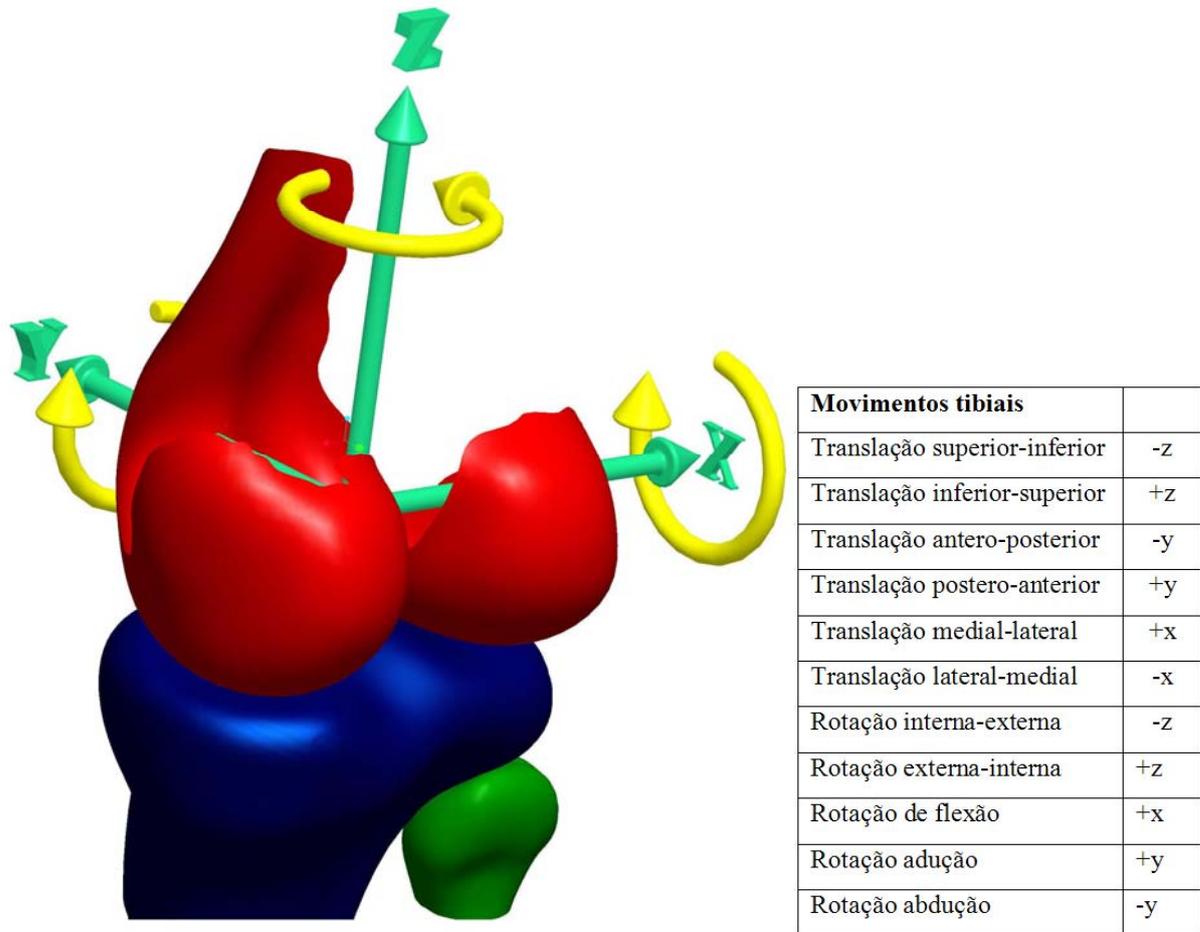


Figura 7 - Movimentos do joelho.

Os ligamentos cruzados recebem estes nomes devido as seus posicionamentos dentro da estrutura do joelho, como pode ser visto nas Fig. 1 e 9. O ligamento cruzado anterior se fixa ao fêmur na área intercondilar anterior e, na face medial do côndilo femoral lateral, e se fixa a tibia na região intercondilar anterior como visto na Fig. 8. O ligamento cruzado posterior se fixa ao fêmur na área intercondilar posterior na face lateral do côndilo femoral medial [1] [35].

O papel principal dos ligamentos cruzados é evitar a ocorrência de movimentos ântero-posteriores chamados de gavetas. O ligamento cruzado posterior impede que a tibia deslize excessivamente para trás (gaveta posterior) e o ligamento cruzado anterior impede que a tibia deslize excessivamente para frente (gaveta anterior) tudo isso auxiliado pelos meniscos [35].

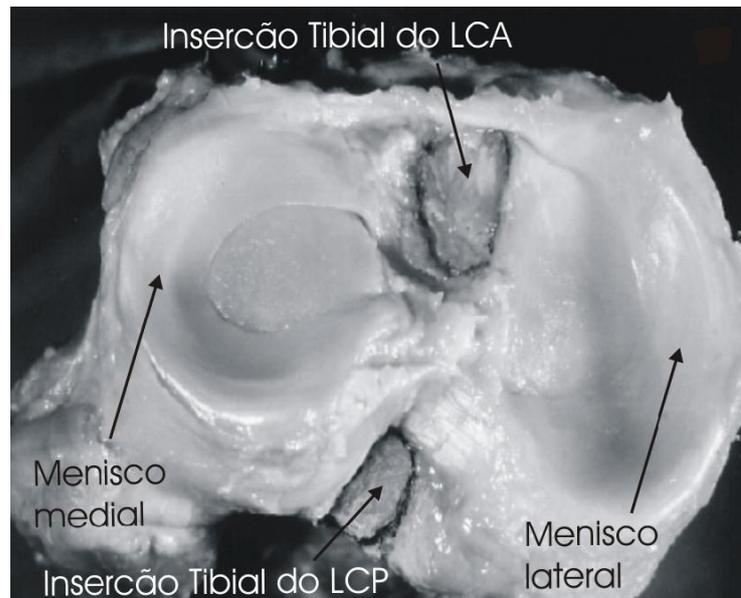


Figura 8 - Locais de inserção dos ligamentos cruzados [8].

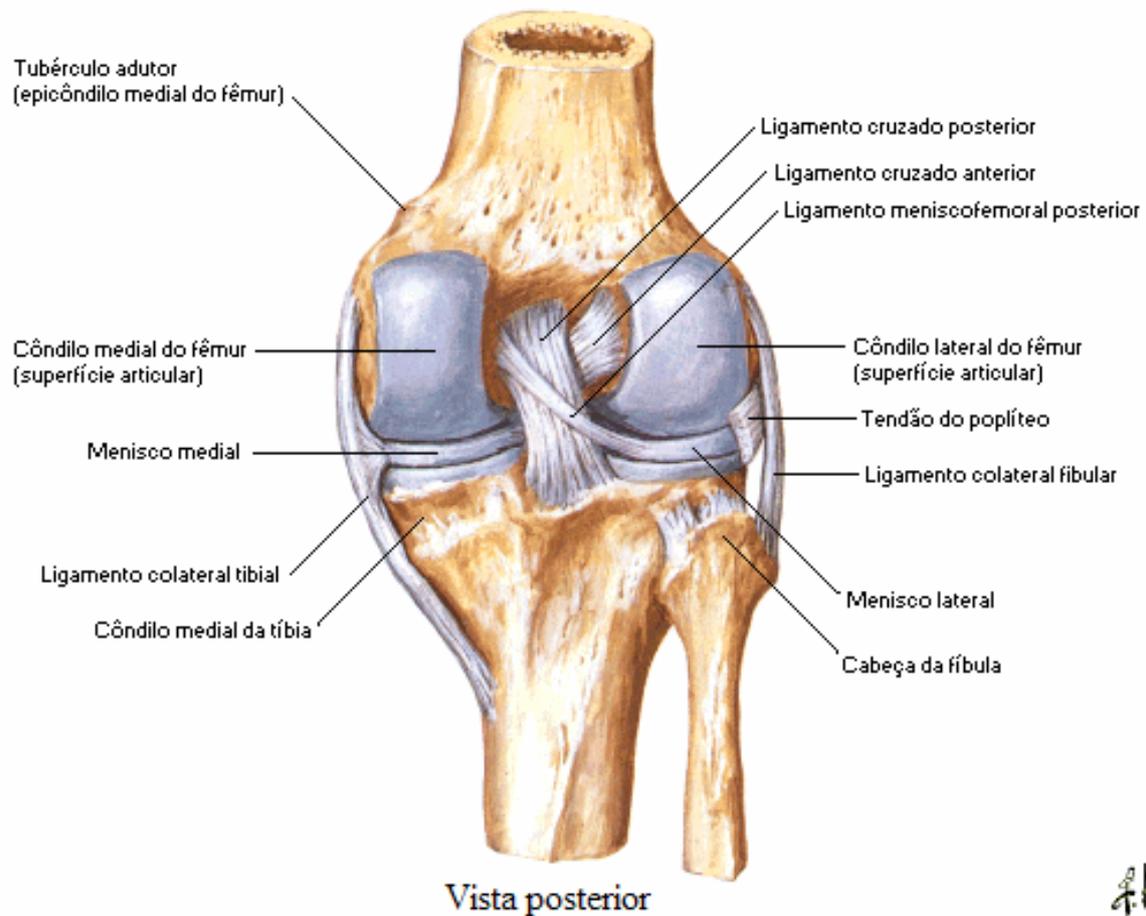


Figura 9 - O joelho e seus componentes, joelho direito em extensão total [36].

A articulação tíbio-femoral é a principal das duas articulações presentes no joelho, sendo formada pelas duas superfícies articulares da tíbia, a lateral e a medial, e pelos dois côndilos do fêmur, o medial e o lateral. Assim essa articulação pode ser analisada como duas articulações interdependentes. Uma formada pela superfície articular superior medial da tíbia com a superfície do côndilo medial do fêmur, e outra formada pela superfície articular superior lateral da tíbia com a superfície do côndilo lateral do fêmur.

Deve-se salientar que nem os dois côndilos femorais nem as duas superfícies articulares da tíbia são iguais ou simétricas entre si, como podemos verificar na Fig. 10. Esta diferença na geometria dos côndilos do fêmur auxilia os movimentos de rotação interna/externa além do movimento de rotação de abdução/adução.

O movimento passivo do joelho (sem contração dos músculos envolvidos no movimento) é determinado pela forma das superfícies articulares, da tíbia e dos côndilos do fêmur, pela orientação dos quatro ligamentos principais, pela pressão da patela sobre o fêmur e pelo processo de estabilização dado pelo menisco.

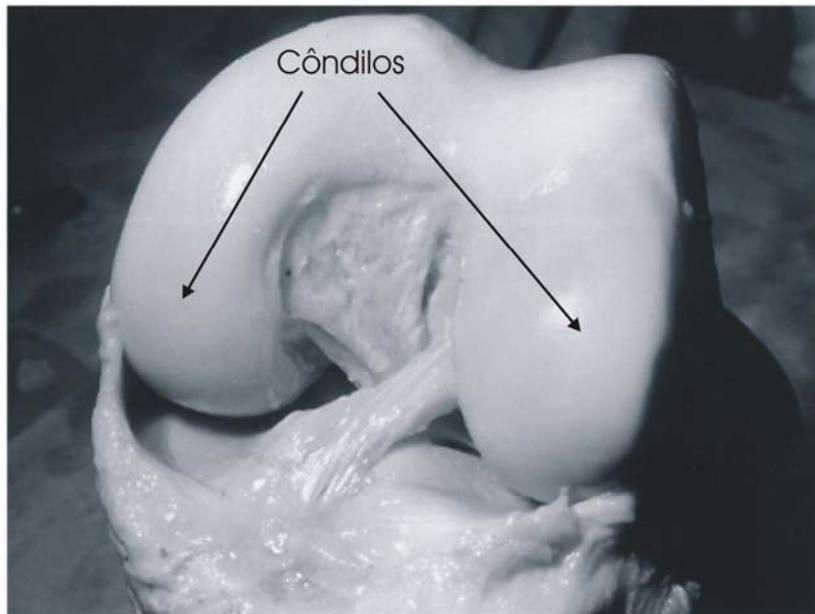


Figura 10 - Côndilos femorais e ligamento cruzado anterior [8].

A rotação da tíbia sobre o fêmur durante a flexão/extensão do joelho é passiva. Isto se deve às geometrias das superfícies articulares da tíbia e dos côndilos do fêmur. O côndilo femoral medial é mais longo que o côndilo lateral. Este fato é o responsável pela existência da rotação interna/externa da tíbia sobre o fêmur, os meniscos lateral e medial atuam como sistemas auxiliares na estabilidade da articulação [1] [25] [37].

A estabilidade da articulação do joelho é fundamentalmente mantida pelos quatro ligamentos principais associados com a articulação, ou seja, os ligamentos cruzados, anterior e posterior, e os ligamentos colaterais, (tibial e fibular), auxiliados principalmente pelos meniscos lateral e medial [1].

A faixa de flexão do joelho humano em quase todas as atividades da vida diária estende-se aproximadamente entre  $20^\circ \pm 10^\circ$  a  $110^\circ + 10^\circ$ . Durante este arco de flexão, o joelho humano é muito similar aos joelhos dos mamíferos quadrúpedes. Contudo, o arco de flexão do joelho humano pode ser dividido em três segmentos, onde em cada um destes o modo de funcionamento da articulação é diferente. Um desses arcos começa em  $20^\circ \pm 10^\circ$  (admitido aqui como  $20^\circ$ ) e se estende até  $110^\circ + 10^\circ$  (admitido aqui como  $120^\circ$ ). O segundo arco vai da flexão de  $20^\circ$  até a extensão total (admitido aqui como sendo  $5^\circ$ , embora o valor do ângulo de hiper-extensão varie de joelho para joelho) e um terceiro arco que abrange o arco que tem início em  $120^\circ$  e vai até a flexão total (isto é  $145$  nos caucasianos e  $160$  nos japoneses) [38]. A representação desses arcos esta apresentada na Fig. 11.

Partindo da posição completamente estendida do joelho e iniciando a flexão deste, temos que a tíbia segue inicialmente a orientação dos côndilos do fêmur. Essa flexão inicial é acompanhada por uma rotação interna da tíbia sobre o fêmur, causada pela geometria dos côndilos e pela ação dos músculos, poplíteo e do quadríceps. À medida que a flexão continua, o côndilo lateral permite o deslizamento do fêmur sobre a tíbia na direção posterior, e a flexão acaba quando as superfícies com maior arredondamento dos côndilos são depositados sobre o platô da tíbia [37].

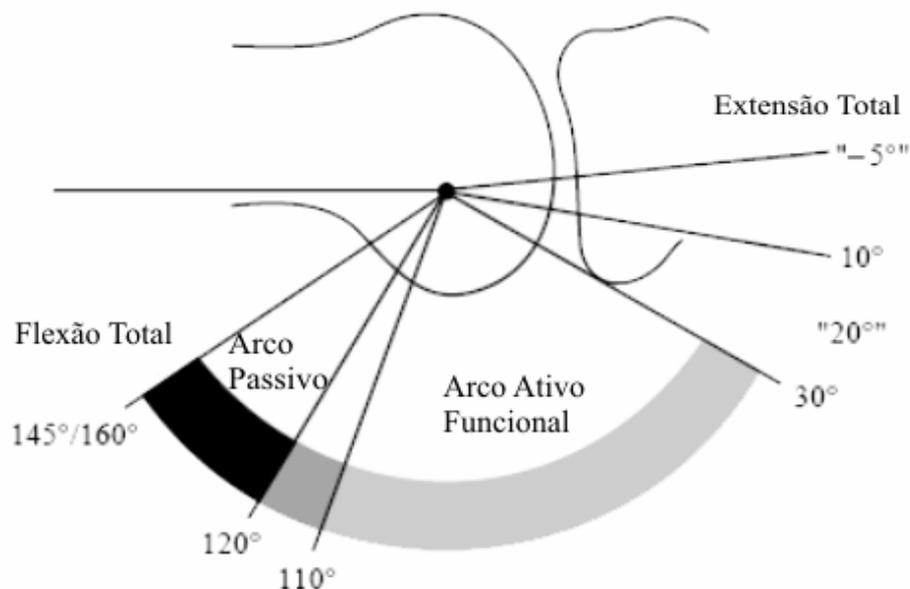


Figura 11 - Diagrama mostrando os três arcos de flexão [38].

Li et al (2004), estudou experimentalmente a influência das contrações do quadríceps femoral e dos músculos semitendinoso e bíceps da coxa sobre a cinemática da articulação tíbio-femoral. Constatou-se que existe influência da contração destes músculos na cinemática da articulação. O quadríceps provoca uma translação anterior e uma rotação interna da tíbia sobre o fêmur, enquanto os músculos posteriores da coxa (hamstring) causam uma translação posterior e uma rotação externa da tíbia sobre o fêmur. Para uma flexão de  $30^\circ$  e com um carregamento de 400 N o quadríceps causou uma translação anterior da tíbia de  $5 \pm 1,0\text{mm}$  e uma rotação interna de  $1,9 \pm 2,2^\circ$ , e o hamstring carregado a 200 N provocou o efeito inverso, ou seja, translação posterior da tíbia de  $1,5 \pm 1,2\text{mm}$  e rotação externa de  $1,8 \pm 3,2^\circ$  [39].

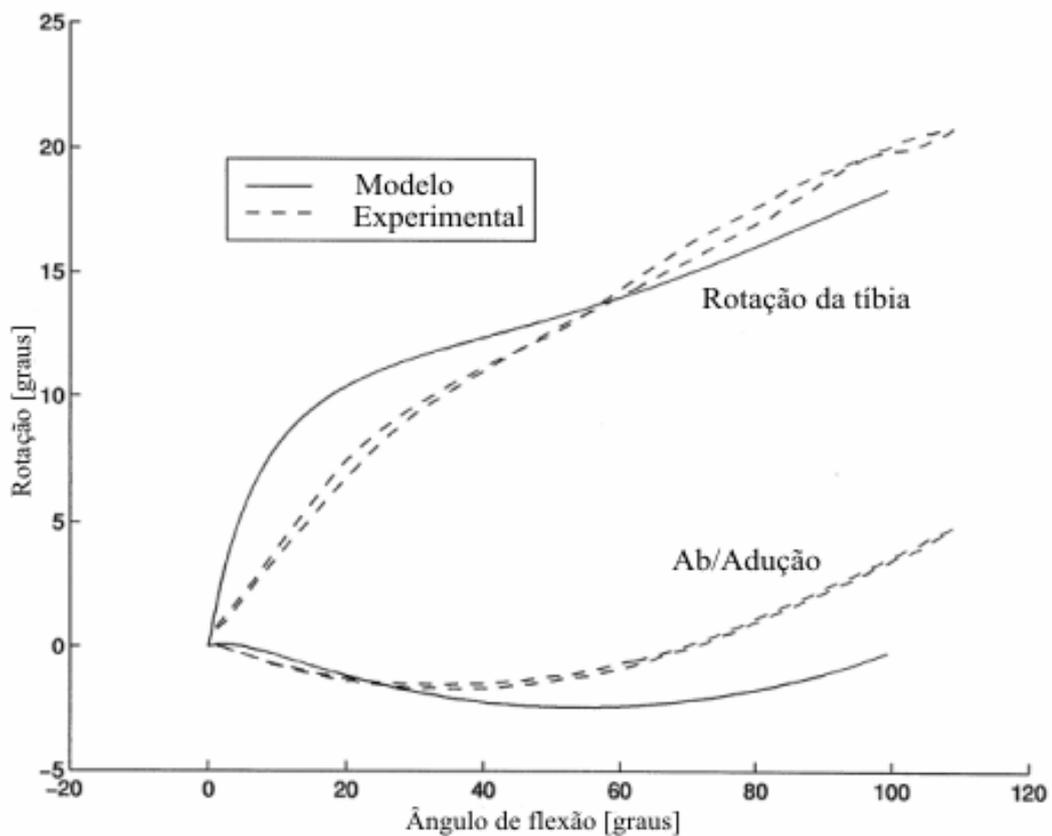


Figura 12 - Abdução/adição tibial como função do ângulo de flexão do fêmur [40].

Valores relacionados com a cinemática da articulação do joelho, ou seja, suas rotações e translações estão apresentados nas Fig. 12, 13 e 14 os quais são relacionados com o ângulo de flexão do fêmur sobre a tíbia ou da força antero-posterior aplicada sobre o fêmur.

Na Fig. 12 é apresentada a evolução da rotação tibial e da abdução/adição com o aumento do ângulo de flexão do fêmur. Estes valores foram obtidos por Wilson, *et al.*, tanto experimental como numericamente utilizando técnicas de análise de mecanismos.

A Fig. 13 apresenta a evolução da translação antero-posterior do fêmur em relação à tibia com aumentos gradativos do ângulo de flexão do fêmur. Estes dados apresentados por Moglo e Shirazi, foram obtidos por análise de elementos finitos e comparam essa translação antero-posterior estando o LCP intacto e cortado. Enquanto na Fig. 14 os mesmos autores apresentam valores da evolução da translação antero-posterior do fêmur em relação à variação da força aplicada antero - posteriormente no fêmur e apresentam a comparação destes valores admitindo o LCP intacto, com rompimento de 5% , totalmente cortado e com o LCP e o LCL totalmente cortados, estando o joelho em extensão total.

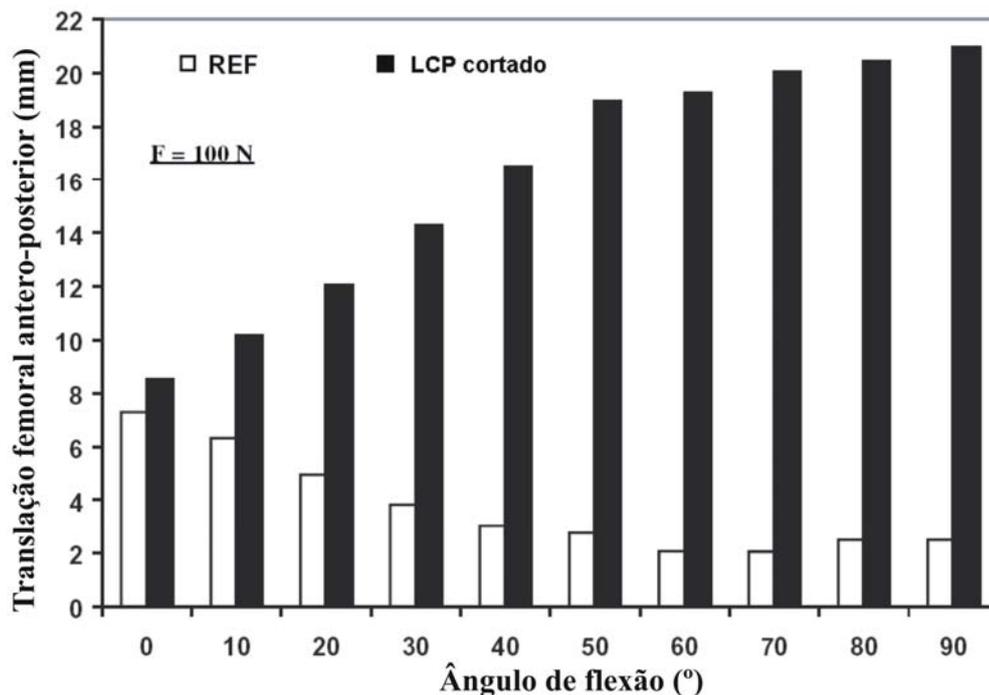


Figura 13 - Translação antero-posterior do fêmur em função do ângulo de flexão do fêmur em relação à tibia com carregamento antero-posterior de 100 N [41].

Quando o joelho está em extensão total, o ligamento cruzado anterior está com sua tensão máxima, limitando uma rotação excessiva da tibia sobre o fêmur, juntamente com os dois ligamentos colaterais. Com a progressão da flexão o ligamento cruzado posterior vai sendo tensionado, enquanto o ligamento cruzado anterior vai gradativamente perdendo sua tensão, igualmente aos ligamentos colaterais. No final da flexão, o ligamento cruzado posterior está com sua tensão máxima, restringindo um deslizamento excessivo do fêmur na direção anterior, enquanto os ligamentos colaterais e cruzado anterior estão com sua tensão mínima. Com o relaxamento dos ligamentos colaterais, fica permitida a rotação da tibia [37].

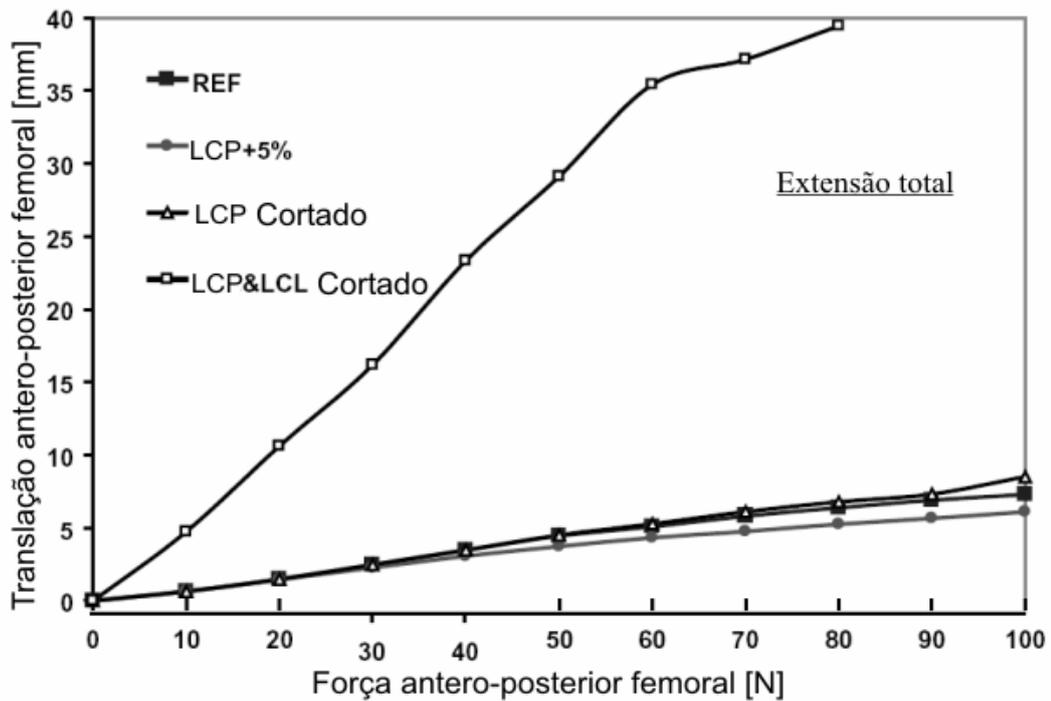


Figura 14 - Translação antero-posterior do fêmur em relação à tíbia em função de carregamento antero-posterior para diferentes estados do LCP [41].

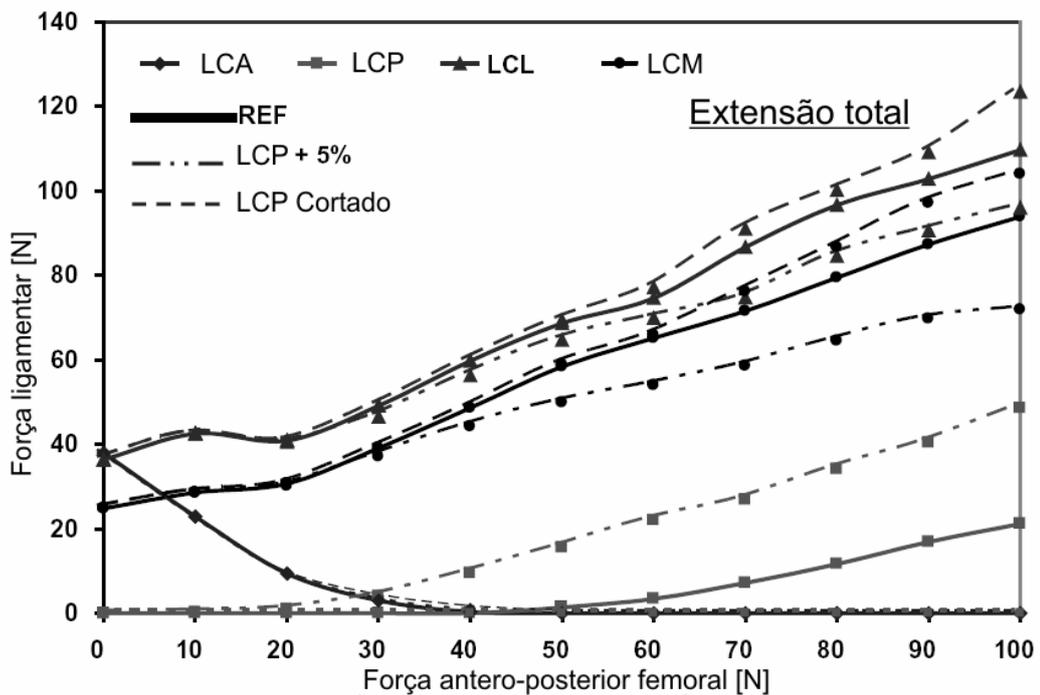


Figura 15 - Força nos quatro ligamentos principais em função de carregamento antero-posterior para diferentes estados do LCP [41].

Nas Fig. 15, 16, 17 e 18, são mostrados dados oriundos dos trabalhos de Moglo [41], Wilson [40] e Mesfar [33], os quais apresentam dados experimentais e numéricos relativos as forças suportadas pelos ligamentos durante o ciclo de flexão.

Nas Fig. 15, são apresentados valores das forças ligamentares em relação à força antero-posterior aplicada sobre o fêmur, enquanto que nas Fig. 16 e 17 são apresentados valores das forças ligamentares em relação ao ângulo de flexão do fêmur, ambos apresentam a comparação entre as situações com o LCP intacto, com ruptura de 5% e totalmente cortado.

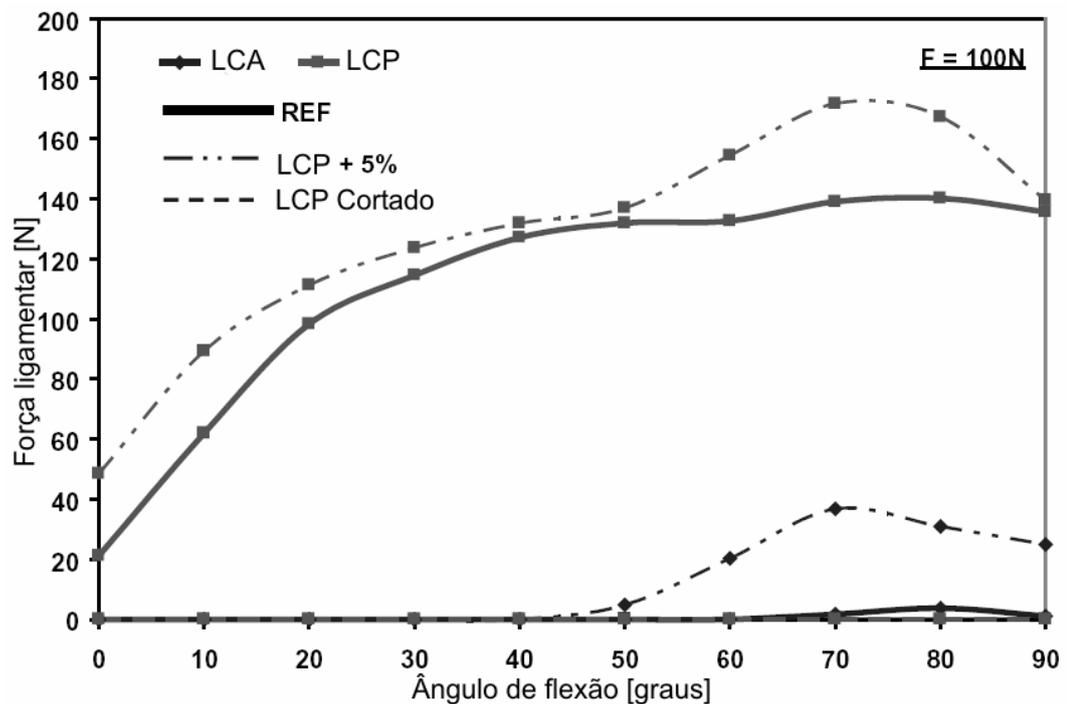


Figura 16 - Força nos ligamentos cruzados em função do ângulo de flexão com carregamento antero-posterior de 100 N para diferentes deformações do LCP [41].

Na Fig. 18, são apresentados os valores obtidos por Mesfar e Shirazi, os quais apresentam dados experimentais relativos as forças suportadas pelos ligamentos durante o ciclo de flexão, com carregamento do quadríceps equivalente a 3, 137 e 411 N.

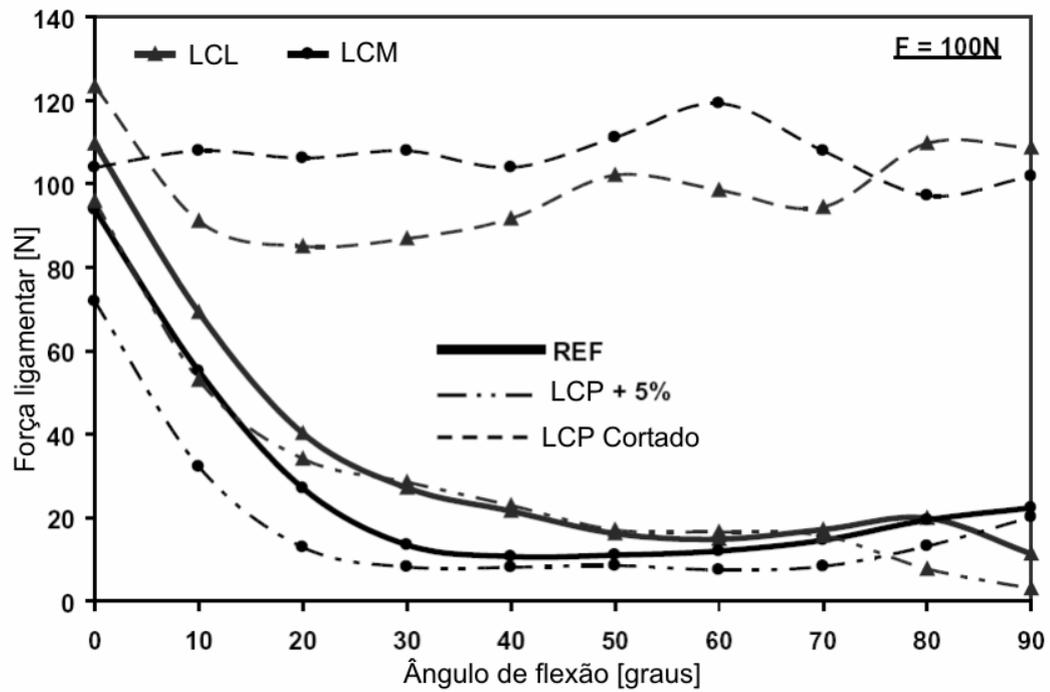


Figura 17 - Força nos ligamentos colaterais em função do ângulo de flexão, com força antero-posterior de 100 N para diferentes deformações do LCP [41].

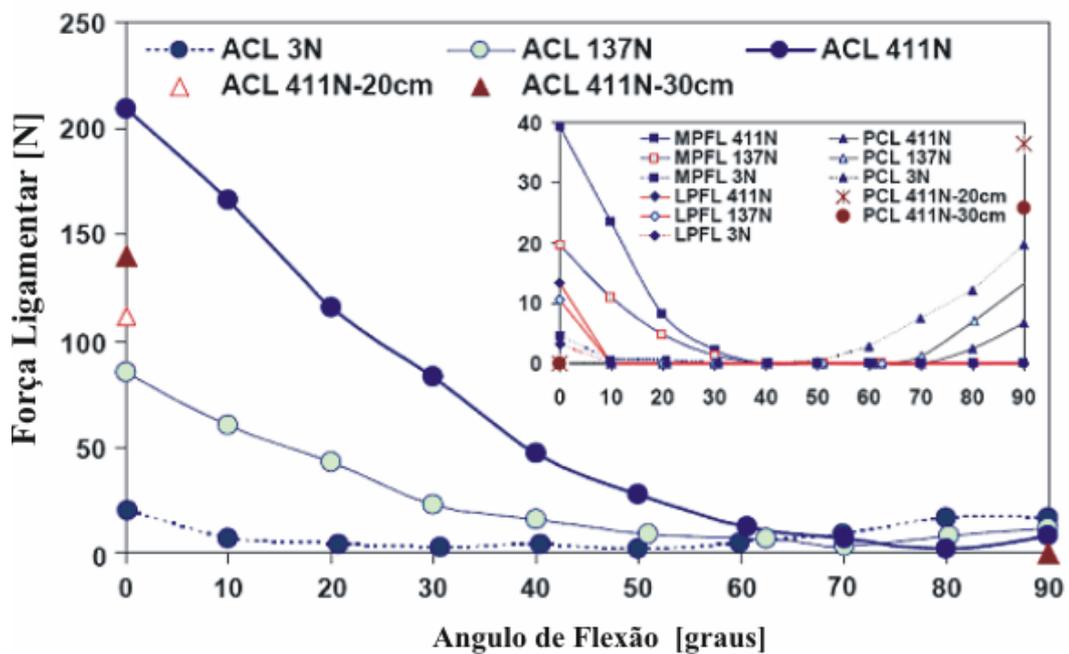


Figura 18 - Força no ligamento cruzado anterior em função do ângulo de flexão para diferentes carregamentos do quadríceps [33].

## 2.6 - CURVA CINEMÁTICA

A curva cinemática da articulação do joelho representa os movimentos relativos capazes de serem realizados pela articulação.

Um conhecimento mais apurado da cinemática do joelho humano é muito importante para o tratamento das patologias deste, [42], assim como para o desenvolvimento e refinamento das técnicas utilizadas nas intervenções cirúrgicas da região da articulação e servir de subsídio para o desenvolvimento de próteses para amputados. A caracterização desta cinemática é ainda tema de pesquisa na área de engenharia biomecânica, onde são utilizadas principalmente técnicas utilizadas, as mais citadas são aquelas que utilizam técnicas de vídeos [43] [44] [45], equipamentos opto-eletrônicos [46], radiografias convencionais [47] [48] [49] [50] imagens de ressonância magnética [51] [52] [53] [54] [55] [56], e robôs manipuladores [57] [58] [59].

Recentemente têm surgido alguns estudos nos quais o objetivo é implementar modelos tridimensionais do joelho humano, gerados a partir de tomografias computadorizadas, onde é estimado o movimento do ponto de contato entre o platô da tíbia e o fêmur.

## 2.7 - MODELOS CONSTITUTIVOS

Para construir um modelo de joelho que permita descrever o comportamento das tensões/deformações ligamentares em função das cargas e ângulos de flexão deste, é preciso utilizar relações constitutivas apropriadas para o tecido ligamentar.

Como descrito no capítulo anterior, devido a sua constituição fibrosa, os ligamentos possuem um comportamento fortemente anisotrópico. Resistentes a tração, não oferecendo resistência a compressão, num comportamento similar a uma corda. A curva de comportamento trativa, tem característica viscoelásticas não lineares.

Uma revisão na literatura mostra que os modelos mais utilizados em situações são os modelos constitutivos hiperelásticos e viscoelásticos, assim como modelos simplificados unidimensionais. Modelos hiperelásticos são aqueles nos quais se admite a existência de uma função energia de deformação  $\Psi$  cuja derivação fornece a relação constitutiva,

$$P = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial C} \quad (1)$$

onde  $P$  é o primeiro tensor de Piola Kirchhoff e  $C$  o tensor de de Cauchy. Os modelos mais usuais são Neo-Hookean, Money-Rivlin, Ogden, dentre outros. Os dois primeiros são frequentemente escritos em função dos invariantes do tensor de Cauchy, enquanto o último é definido em função das direções e valores principais de tensor de Cauchy,  $C$ , sendo:

$$C = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 e_i \otimes e_i \quad (2)$$

onde  $e_i$  são as direções principais e  $\lambda_i^2$  os valores principais do tensor de Cauchy.

Os materiais viscoelásticos, diferente dos hiperelásticos, dependem não somente do valor final da deformação, como também da taxa de deformação (velocidade em que a deformação acontece). A forma mais usual de representar este comportamento é dada por modelos inspirados nas representações reológicas unidimensionais de Kelvin, Maxwell e combinações, mostrados aqui nas Fig. 19, 20 e 21. Nestes modelos (lineares, unidimensionais),  $E$  representa o Módulo de Elasticidade e  $\eta$  o coeficiente de viscosidade do modelo.

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\sigma}{E} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (3)$$

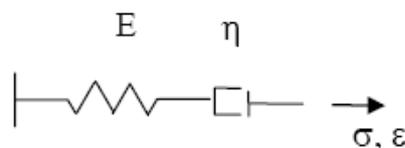


Figura 19 - Representação esquemática do modelo de Maxwell para viscoelasticidade.

$$\sigma = E \varepsilon + \eta \dot{\varepsilon} \quad (4)$$

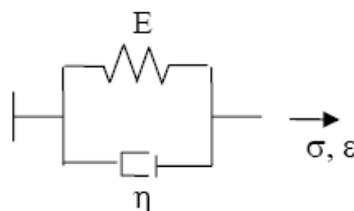


Figura 20 - Representação esquemática do modelo de Kelvin para viscoelasticidade.

$$\dot{\varepsilon} = \sum_{i=1}^n \left( \frac{\dot{\sigma}}{E_i} + \frac{\sigma}{\eta_i} \right) \quad (5)$$

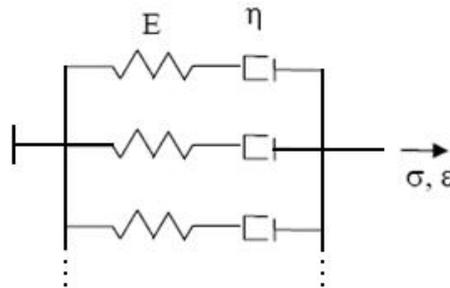


Figura 21 - Representação esquemática do modelo de Maxwell generalizada.

Os modelos viscoelásticos adequados para a simulação dos tecidos ligamentares são extensões não lineares das expressões (3) (4) e (5). A maioria, no entanto, dos modelos clássicos citados tem características físicas isotrópicas, diferentes do comportamento dos ligamentos. Uma simplificação significativa, mas adequada aos objetivos deste trabalho, é considerar os ligamentos como componentes unidimensionais com resistência exclusivamente trativa (comportamento de uma corda). Este tipo de modelo se adapta aos objetivos deste trabalho e é apropriado como primeiro passo de modelagem. Modelos deste tipo foram usados em [41] [33] [60].

## 2.8 - PROBLEMA DE EQUILÍBRIO E SOLUÇÃO NUMÉRICA

Sólidos submetidos a solicitações mecânicas são usualmente modelados através da Mecânica do Contínuo, resultando em um conjunto de equações diferenciais cuja solução, em geral, é obtida numericamente. O método numérico mais utilizado para analisar estes fenômenos é o Método dos Elementos Finitos (MEF). Apresenta-se a seguir uma breve descrição do problema de Equilíbrio assim como sua discretização e solução via MEF.

### 2.8.1 - Problema de Equilíbrio. Princípio dos Trabalhos Virtuais

A condição de equilíbrio de um sólido pode ser descrita através da expressão variacional dada pelo Princípio dos Trabalhos Virtuais. Seja  $K_u$  o conjunto dos deslocamentos cinematicamente admissíveis, isto é, aqueles deslocamentos que satisfazem as condições de contorno na fronteira  $\partial\Omega_u$  do corpo com deslocamentos prescritos. Estas funções de deslocamento devem ser suficientemente regulares para permitir as operações de diferenciação e integração. Seja  $\mathcal{G}$  o conjunto das variações. Desconsiderando as forças inerciais, o princípio dos trabalhos virtuais (P.T.V.) postula que um corpo qualquer está em equilíbrio se e só se o campo de tensões de Cauchy,  $\sigma$ , satisfaz a equação,

$$\int_{\Omega_t} [\sigma : \nabla_x \eta - b \eta] dV - \int_{\partial\Omega_t} f_t \eta dA = 0 \quad \forall \eta \in \mathcal{G} \quad (6)$$

Esta é a versão espacial do P.T.V., onde a integração é realizada na configuração (domínio) atual  $\Omega_t$  e as forças em equilíbrio são a tensão de Cauchy  $\sigma$  e as forças externas de superfície  $f_t(x,t)$  e de corpo  $b(x,t)$  dependentes do ponto espacial  $x$ .

Se descrito na configuração material ou de referência  $\Omega_0$ , o P.T.V. é dado através de uma integração em  $\Omega_0$  e o balanço é realizado entre o primeiro tensor tensão de Piola-Kirchhoff e os esforços externos como funções do ponto material  $X$ :

$$\begin{aligned} b(x,t) &= b(x(X),t) & e & & f_t(x,t) &= f_t(x(X),t) \\ &= \bar{b}(X,t) & & & &= \bar{f}_t(X,t) \end{aligned} \quad (7)$$

Na configuração de referência o P.T.V. postula que um corpo está em equilíbrio se o campo de tensões do primeiro tensor de Piola-Kirchhoff  $P$  satisfaz a equação

$$\int_{\Omega_0} [P : \nabla_x \eta - \bar{b} \eta] dV - \int_{\partial\Omega_0} \bar{f}_t \eta dA = 0 \quad \forall \eta \in \mathcal{G} \quad (8)$$

Por outro lado, o tensor  $P$  ou  $\sigma$  pode ser substituído pelas relações constitutivas e cinemáticas, dependentes das deformações. Neste caso, o problema de equilíbrio se transforma em um problema de valor de contorno e o objetivo passa a ser a determinação dos deslocamentos que produzem um campo de tensões equilibrado com as ações externas.

Assim, dada uma equação constitutiva do tipo

$$\sigma = \hat{\sigma}(\alpha_k, F(u)) \quad (9)$$

onde  $\alpha_k$  representam as variáveis internas do modelo constitutivo e  $F(u)$  é o gradiente das deformações. Substituindo esta expressão no P.T.V. (6), o problema de valor de contorno se transforma em determinar o campo de deslocamentos  $u \in K_u$ , tal que

$$\int_{\Omega_t} [\hat{\sigma}(\alpha_k, F(u)) : \nabla_x \eta - b\eta] dV - \int_{\partial\Omega_t} f_t \eta dA = 0 \quad ; \quad \forall \eta \in \mathcal{G} \quad (10)$$

Freqüentemente, no entanto, as equações constitutivas do modelo material são dependentes do caminho, isto é, o tensor tensões depende da história de deformações a que o material foi submetido, e não mais apenas dos seus valores instantâneos. Neste caso é necessário o uso de algoritmos de integração das equações constitutivas, dadas em formas de taxas temporais das variáveis de interesse adotando-se algum tipo de discretização no tempo resultando em equações constitutivas para intervalos de tempo  $[t_n, t_{n+1}]$ :

$$\sigma_{n+1} = \hat{\sigma}(\alpha_n, F_{n+1}) \quad (11)$$

isto é, dado o conjunto de variáveis internas,  $\alpha_n$ , o gradiente de deformação  $F_{n+1}$  no tempo  $t_{n+1}$ , determinará o tensor tensão de Cauchy,  $\sigma_{n+1}$

O problema de valor de contorno inicial se obtém mediante a introdução da lei constitutiva discretizada no problema de equilíbrio. Dado o conjunto de variáveis internas  $\alpha_n$  no tempo  $t_n$ , e dados os valores de cargas externas no tempo  $t_{n+1}$ , encontre uma configuração cinematicamente admissível  $x_{n+1}$ , tal que satisfaça a equação de balanço:

$$\int_{\Omega} [\hat{\sigma}(\alpha_n, F_{n+1}) : \nabla_x^s \eta - b_{n+1} \eta] dV - \int_{\partial\Omega} f_{n+1} \eta dA = 0 \quad ; \quad \forall \eta \in \mathcal{G} \quad (12)$$

Nesta expressão, a configuração deformada  $x_{n+1}$  e o gradiente de deformação em  $t_{n+1}$  são dados por:

$$\begin{aligned} x_{n+1} &= \varphi_{n+1}(X) = X + u_{n+1} \\ e \\ F_{n+1} &= \nabla_X x_{n+1} = I + \nabla_X u_{n+1} \end{aligned} \quad (13)$$

A solução desta condição em problemas gerais só pode ser obtida numericamente. Descreve-se a seguir como a mesma é aproximada através do MEF.

### 2.8.2 - Incorporação de Condições de Contorno de Contato

Em problemas envolvendo contato entre dois sólidos deformáveis ou um sólido deformável e um corpo rígido, é preciso a incorporação das forças de fronteira produzidas por esta interação. Considerando por simplicidade apenas um corpo deformável, isto implica formalmente na alteração da equação (12) pela inclusão de uma integral na fronteira de contato das forças de superfície  $f^c(u_{n+1})$  agora dependentes da solução do problema. O problema de equilíbrio se escreve:

$$\int_{\Omega} [\hat{\sigma}(\alpha_n, F_{n+1}) : \nabla_x^s \eta - b_{n+1} \eta] dV - \int_{\partial\Omega} f_{n+1} \eta dA - \int_{\partial\Omega_c} f^c(u_{n+1}) \eta dA = 0 \quad (14)$$

As forças  $f^c(u_{n+1})$  são normalmente decompostas num sistema local de coordenadas sobre a superfície de contato que permitem a separação do fenômeno de não penetração e do fenômeno do atrito.

### 2.8.3 - Aproximação por Elementos Finitos

O método de elementos finitos para solução numérica do problema descrito pela equação (6) consiste em substituir os conjuntos de funções  $K_u$  e  $\mathcal{G}$  por subconjuntos  ${}^h K_u$  e  ${}^h \mathcal{G}$  gerados por uma discretização por elementos finitos  $h$  do domínio  $\Omega$ .

$$\begin{aligned} & {}^h K_u \equiv \left\{ {}^h u(x) = N(x) \mathbf{U} \mid {}^h u(x) = \tilde{u}(x) \text{ se } x \in \partial\Omega_u \right\} \\ & e \\ & {}^h \mathcal{G} \equiv \left\{ {}^h \eta(x) = N(x) \boldsymbol{\eta} \mid {}^h \eta(x) = 0 \text{ se } x \in \partial\Omega_u \right\} \end{aligned} \quad (15)$$

Nestes conjuntos,  $N(x)$  é a matriz de funções de forma,  $\mathbf{U}$  é o vetor de parâmetros de deslocamentos e  $\boldsymbol{\eta}$  é o vetor de parâmetros de deslocamentos virtuais.

Substituindo na equação (14) os campos de funções aproximadas, operando e levando em conta a arbitrariedade dos deslocamentos virtuais, o problema discreto pode ser escrito como a identificação do vetor de deslocamento global cinematicamente admissível que satisfaz a equação de equilíbrio incremental:

$$r(u_{n+1}) \equiv f^{int}(u_{n+1}) - f^{ext}(u_{n+1}) = 0 \quad (16)$$

onde  $r$  é o vetor resíduo e os vetores de força interna e externa são definidos como:

$$\begin{aligned} f_{(e)}^{int} &= \int_{\varphi_{n+1}(\Omega^e)} B^T \hat{\sigma}(\alpha_n, F(u_{n+1})) dV \\ f_{(e)}^{ext} &= \int_{\varphi_{n+1}(\Omega^e)} N^T b_{n+1} dV + \int_{\varphi_{n+1}(\Omega^e)} N^T f_{n+1} dA + \int_{\varphi_{n+1}(\Omega_c^e)} N^T f^c(u_{n+1}) dA \end{aligned} \quad (17)$$

Na expressão acima a matriz  $B$  é o operador gradiente simétrico discreto.

#### 2.8.4 - Método de Newton-Raphson. Linearização

Em problemas não-lineares incrementais utilizando MEF, o algoritmo de Newton-Raphson é amplamente utilizado devido a sua taxa convergência, robustez e eficiência. Ele pode ser obtido através da expansão por série de Taylor do vetor resíduo: dado um vetor de deslocamentos  $u_{n+1}^k$ , deseja-se encontrar a correção  $\delta u^k$  tal que  $u_{n+1}^{k+1}$  torne nulo o resíduo, isto é,

$$0 = r(u_{n+1}^{k+1}) \cong r(u_{n+1}^k) + \frac{\partial r(u_{n+1}^k)}{\partial u} \delta u^k \quad (18)$$

Desta expressão se obtém a fórmula recursiva

$$K_T \delta u^{(k)} = -r(u_{n+1}^k) \quad (19)$$

onde  $K_T$  é a matriz de rigidez tangente global dada por:

$$K_T = \frac{\partial r(u_{n+1}^k)}{\partial u} \quad (20)$$

o critério que define a satisfação da equação (19), é denominado critério de convergência, sendo que um dos mais utilizados é uma medida (norma) relativa do vetor  $r$ . A expressão utilizada neste trabalho requer que a norma do resíduo, relativa a norma do desequilíbrio inicial seja menor que uma tolerância.

### 2.8.5 – Condição de Contato

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.

A Fig. 22 apresenta um exemplo de malha de contato gerada neste trabalho, sendo a malha superior a contatora e a inferior a alvo, entre as quais são formados os elementos de contato.

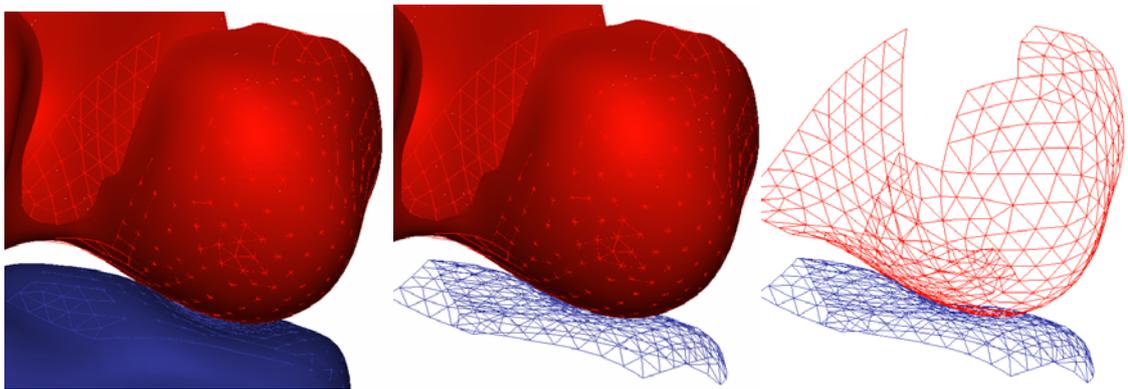


Figura 22 - Representação de um dos pares de contato do modelo.

Existem vários métodos na literatura e nos programas comerciais de Elementos Finitos para considerar as restrições impostas pela condição de contato. Dentre eles citamos aqui o método dos Multiplicadores de Lagrange, o método de Penalização e o Lagrangeano Aumentado.

O método dos Multiplicadores de Lagrange obriga que as restrições de contato se verifiquem de forma exata, através dos Multiplicadores de Lagrange. Este método tem como inconvenientes o aumento do número de incógnitas do problema e o aparecimento de zeros na diagonal principal da matriz de rigidez associada aos multiplicadores de Lagrange, o que pode trazer dificuldades num processo de solução direta.

O método de Penalização impõe que as condições de contato se verifiquem de forma aproximada, por meio de termos de penalização. Este método não conduz a um aumento do número de incógnitas, mas leva a um mau condicionamento da matriz de rigidez. Do ponto de vista prático, o problema fundamental deste método está na escolha de um valor apropriado para tal fator, do número total de incógnitas do sistema de equações e da rigidez dos elementos envolvidos no contato.

O método de Lagrangeano Aumentado pode ser visto como uma seqüência de problemas de Penalização, onde os Multiplicadores de Lagrange são construídos de forma iterativa, de forma a satisfazer a condição de não penetração e minimizar o problema de condicionamento devido ao fator de penalização.

## 3 – MODELO DO JOELHO

### 3.1 - MODELO GEOMÉTRICO

Os modelos geométricos de peças anatômicas são de difícil obtenção e manipulação, devido principalmente a 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*.

É conveniente do ponto de vista prático, que as superfícies articulares sejam contínuas e suaves. Isto permite a geração de malhas de elementos superficiais de boa qualidade e pouca distorção inicial dos elementos, e facilidade no tratamento das condições de contato entre as superfícies.

As geometrias das peças ósseas utilizadas para a construção desse modelo foram obtidas do Biomechanics European Laboratory, disponíveis na internet no site deste laboratório, mostradas na Fig. 23.

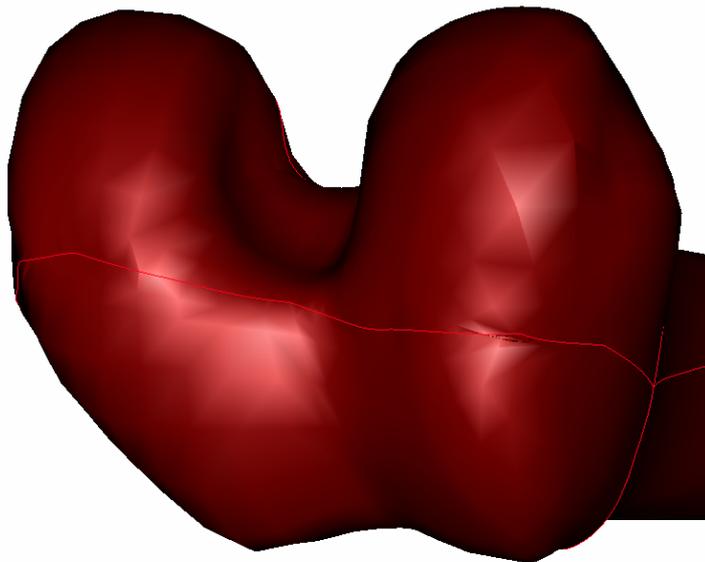


Figura 23 - Modelo geométrico do fêmur obtido do Biomechanics European Laboratory.

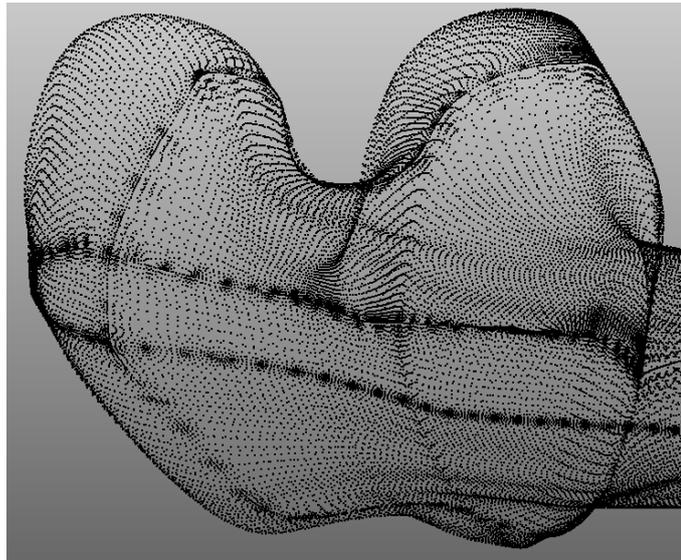


Figura 24 - Nuvem de pontos do fêmur do Biomechanics European Laboratory.

Estes modelos geométricos obtidos do Biomechanics European Laboratory, não atendem às necessidades de suavidade já citadas. Para solucionar este problema, foi utilizado o software de engenharia reversa Geomagic Studio, que importa arquivos geométricos (no formato padrão iges) gerando uma nuvem de pontos, como mostrado na Fig. 24 Esta informação pode ser tratada para reduzir ruído da nuvem, ou seja, pontos que promovem a distorção da nuvem, além de suavização da superfície da nuvem e homogeneização da distribuição dos pontos, como apresentado na Fig. 25-a

O software de engenharia reversa, Geomagic Studio, foi utilizado com licença temporária cedida pela empresa Geomagic Inc.

Com os pontos na nuvem devidamente tratados, foi realizada uma triangularização desses pontos. Gerada uma superfície formada por triângulos planos e, a partir destes, foram gerados *patches* de superfícies NURBS sobre estes triângulos, como pode ser visto na Fig. 25-b. Desta forma obtém-se um novo modelo geométrico, agora sim, com continuidade entre os *patches* NURBS adjacentes. A seqüência de passos esta representada na Fig. 25.

Uma triangularização de um conjunto de pontos consiste em encontrarmos segmentos de reta que conectam estes pontos de tal modo que esses segmentos não se cruzem e que cada ponto seja vértice de pelo menos um triângulo. Esses segmentos dividem a superfície em triângulos, justificando o nome de Triangularização.

Após salvar o arquivo geométrico de cada peça anatômica em formato *iges*, utilizando o software Geomagic Studio, estes arquivos foram importados pelo software ANSYS ICEM, onde foi realizada a montagem dessas peças.

O software ANSYS ICEM, foi utilizado com licença provisória cedida pela empresa ESSS.

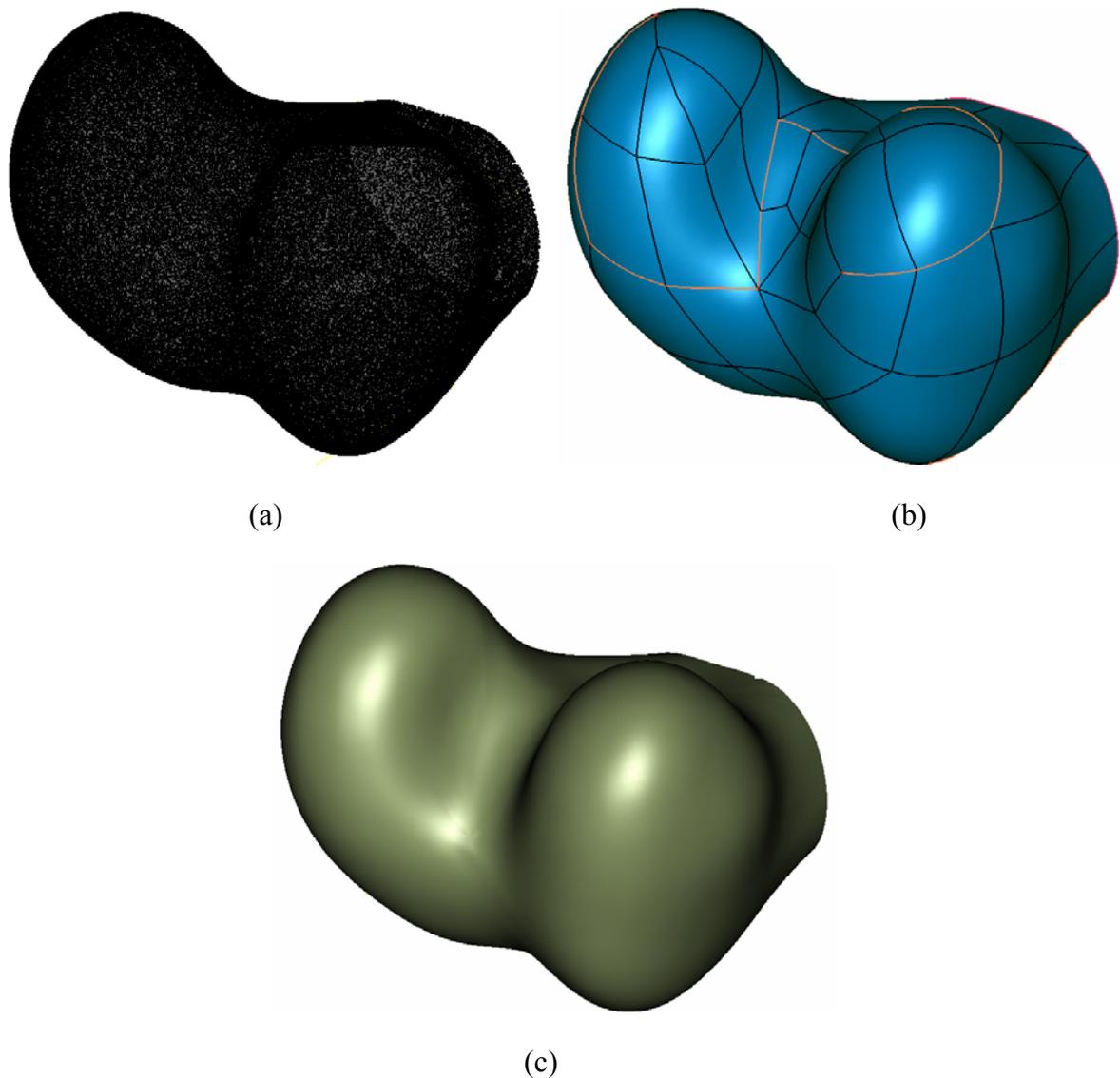


Figura 25 - Passos da obtenção do modelo geométrico com o software Geomagic Studio.

O modelo geométrico deste trabalho é constituído por fêmur, tíbia e fíbula, obtidos inicialmente do Biomechanics European Laboratory e processados posteriormente como explicado acima.

Embora já seja conhecida clinicamente a importância dos meniscos na estabilidade física do joelho, não foi possível sua modelagem por não contar com uma descrição geométrica dos mesmos adaptada à geometria do conjunto ósseo disponível. Optou-se assim por analisar o conjunto articular sem estes elementos, de forma similar a outros trabalhos [60] [32]. Como pode ser visto na seção de resultados, estima-se que esta decisão tem impacto relevante no comportamento do modelo.

### 3.2 - MODELO NUMÉRICO

A modelagem numérica deste trabalho foi realizada utilizando o software ANSYS ICEM como pré-processador e o software ANSYS como solver.

O modelo geométrico, oriundo do software Geomagic Studio, foi importado pelo software ICEM, onde foram construídos os ligamentos e geradas as malhas sobre a geometria dos ossos, assim como a definição dos pares de contato, condições de contorno, propriedades, modelos de material e carregamentos.

Os ossos constituintes do joelho experimentam deformações muito inferiores às deformações dos ligamentos e não são o foco de observação deste trabalho. Assim estes foram considerados quase rígidos em relação aos ligamentos e modelados com elementos de cascas definidos na superfície articular, com rigidez superficialmente elevada para conservar sua geometria. Desta forma é reduzido significativamente o número de graus de liberdade em relação a um modelo sólido. Podemos verificar isso de forma esquemática nas Fig. 27, 28 e 29.

Como podemos verificar pela revisão da literatura já apresentada, os ligamentos são materiais viscoelásticos, sendo que esta propriedade torna-se importante na simulação de processos dinâmicos. Porém neste 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.

Como já foi visto no capítulo de revisão da literatura, os ligamentos estão formados por fibras de colágeno praticamente paralelas, conferindo propriedades anisotrópicas, contudo pode-se admitir uma isotrópica transversal [19] [28] [26] [25] (Fig. 26).

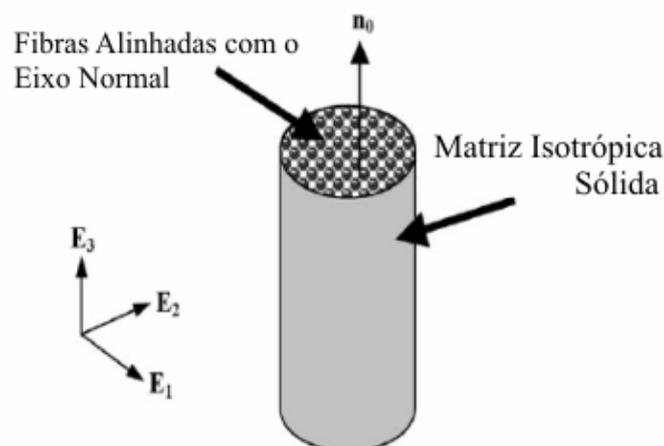


Figura 26 - Representação gráfica do ligamento modelada por Limbert e Middleton [27].

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. Tendões, que tem as suas fibras orientadas praticamente paralelas entre si, e ligamentos que também possuem certo alinhamento de suas fibras de colágeno são neste trabalho representados por elementos unidimensionais.

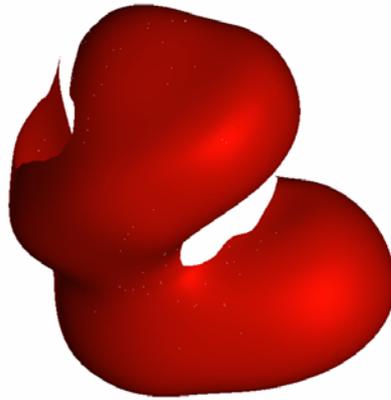


Figura 27 - Modelo geométrico puro do fêmur.

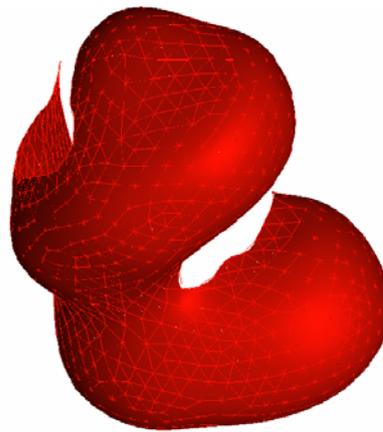


Figura 28 - Modelo geométrico do fêmur com a malha de superfície sobreposta.

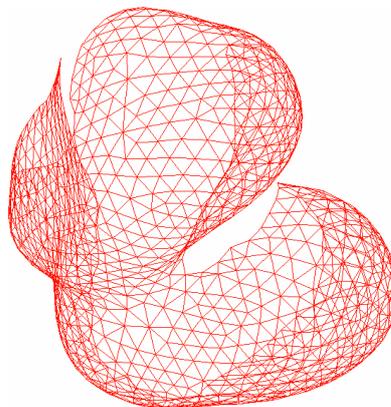


Figura 29 - Malha de superfície do fêmur.

Como vimos na revisão da literatura, os ligamentos praticamente não resistem a esforços compressivos nem esforços de flexão ou torção, sendo assim uma espécie de corda elástica. Contudo, eles possuem um tônus, que lhes proporciona uma condição pré-tracionada mesmo em situação de relaxamento muscular.

Os dados da relação entre a tensão e a deformação dos ligamentos foram obtidos de [33] e estão apresentados na Fig. 30 a partir dos quais foi construída uma lei de comportamento para os ligamentos. A curva de tensão-deformação utilizada neste trabalho esta mostrada na Fig. 31.

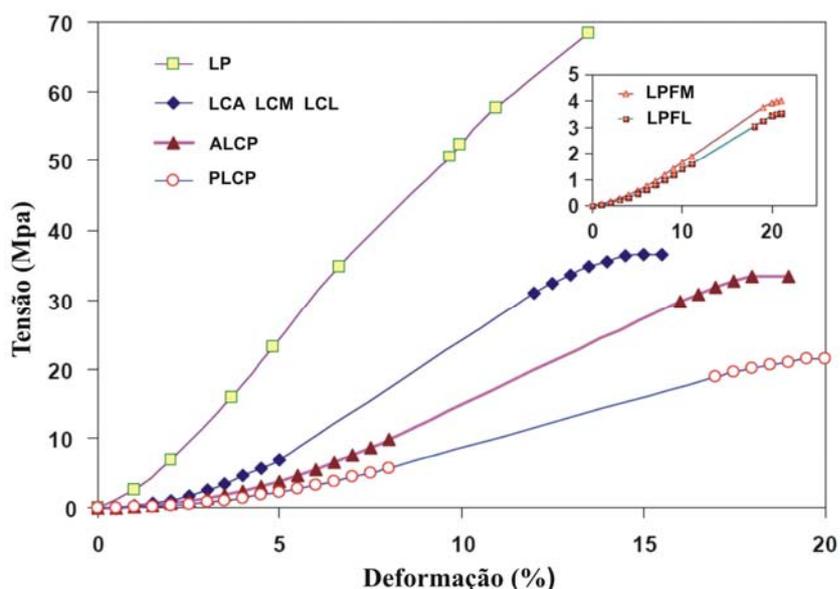


Figura 30 - Curvas tensão-deformação para: LP, LCA, LCM, LCL, ALCP- cruzado posterior anterior, PLCP- cruzado posterior posterior, LPFM- patelo femoral medial, LPFL- patelo femoral lateral [33].

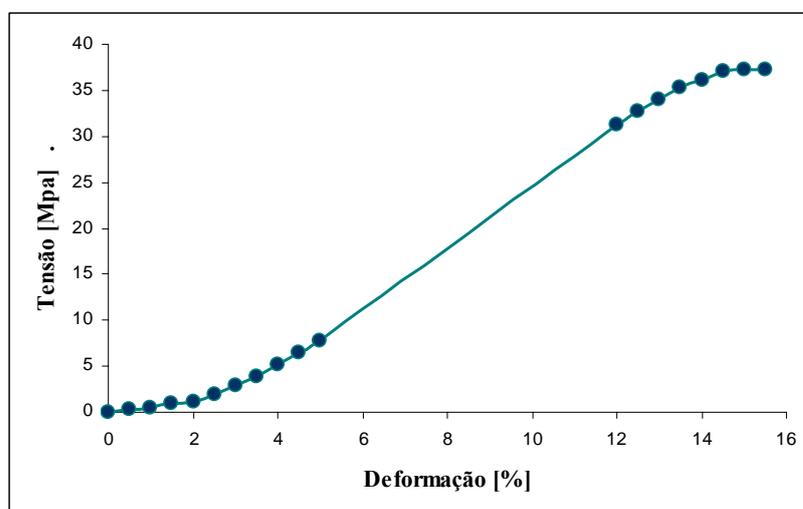


Figura 31 - Curva tensão-deformação aplicada aos ligamentos.

Os elementos usados para representar os ligamentos são elementos de barra (3 GL por nó) que respondem a esforços unicamente axiais. Este modelo corresponde ao elemento LINK8 no ANSYS. Para evitar tensões compressivas, foi admitido um estado de pré-tensão (tônus) de tal forma que ao atingirem seu menor comprimento ainda tenham uma deformação residual de tração.

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.

Neste trabalho, para a formulação do contato entre as superfícies articulares, optou-se pela utilização do método dos Multiplicadores de Lagrange devido a menor penetração entre as superfícies de contato e por se apresentar mais eficiente neste caso.

O joelho humano possui um excelente sistema de lubrificação das articulações. Este sistema é formado basicamente pela bolsa sinovial a qual contem o líquido sinovial e coxins de gordura localizados em vários pontos do conjunto articular. Assim, o atrito entre as superfícies articulares é extremamente baixo foi desprezado na modelagem.

Um dado muito importante para a construção desse modelo são as dimensões médias das áreas das sessões transversais dos ligamentos. Estes dados foram obtidos da literatura [41] e transcritos na Tab. 2.

Tabela 2 - Seções transversais dos principais ligamentos do joelho.

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

Fonte [41]

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. Técnica similar a esta foi utilizada por Blankevoort e Hhiskes [60] e por Moglo e Shirazi-Adl [41].

Como já comentado, os meniscos foram excluídos deste primeiro trabalho em função da indisponibilidade de sua descrição geométrica compatível com o conjunto ósseo disponível.

### 3.4 - LEVANTAMENTO DAS PRÉ-CARGAS NOS LIGAMENTOS

A tensão nos ligamentos quando esses estão com seu menor carregamento, é chamada de tensão inicial ou pré-carga. Muitos estudos *in vitro* foram desenvolvidos para quantificar e qualificar os efeitos desses pré-carregamentos quando feita a cirurgia de reconstrução de ligamentos.

A grande maioria dos estudos para levantamento das cargas iniciais sobre os ligamentos do joelho é experimental. Dentre estes, aqueles que utilizam o procedimento de acoplar uma extremidade da articulação do joelho a um sensor de carga universal e este a um robô serial, estando a outra parte da articulação do joelho engastada a uma base, apresentam os melhores resultados [57] [39] [61] [9].

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 a deformação inicial desejada.

Os ligamentos foram construídos de tal forma a se aproximar dos valores apresentados na literatura. Os comprimentos dos ligamentos quando o joelho esta em extensão total estão representados na Tab. 3.

Os dados da propriedade térmica definida para os ligamentos e a variação térmica dada no inicio do processo, e a força gerada após acomodação inicial estão apresentados na Tab.4.

Tabela 3 - Comprimento dos ligamentos com joelho em extensão total.

	Wilson et al (1998)	Feikes et al (2002)	Modelo Proposto
LCA	37,045 mm	39,702 mm	28,580 mm
LCP	34,757 mm	28,249 mm	21,042 mm
LCM	79,529 mm	90,644 mm	65,221 mm
LCL	-	-	50,644 mm

Tabela 4 - Dados para pré-carregamento dos ligamentos do modelo.

	Coeficiente de dilatação térmica [mm/mm/°C]	Pré-carregamento-1		Pré-carregamento-2		Pré-carregamento-3	
		[°C]	[N]	[°C]	[N]	[°C]	[N]
LCA	0,01	-25	120,6	-25	95,1	-25	133,0
LCP	0,01	-10	140,0	-5	75,0	-15	190,0
LCM	0,01	-10	72,6	-10	64,7	-10	84,7
LCL	0,01	-10	177,1	-10	107,8	-10	188,9

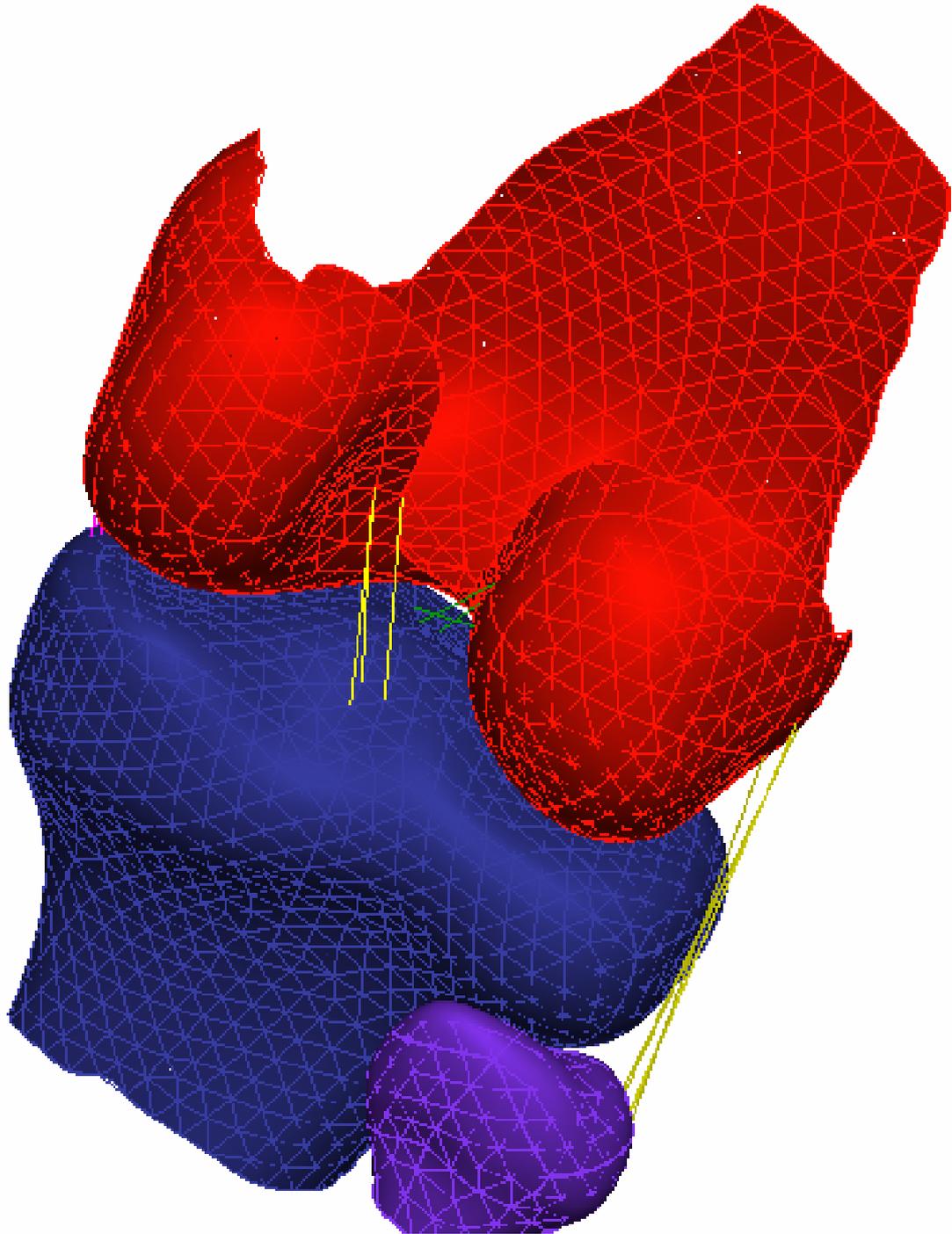


Figura 32 - Modelo geométrico do modelo em estudo.

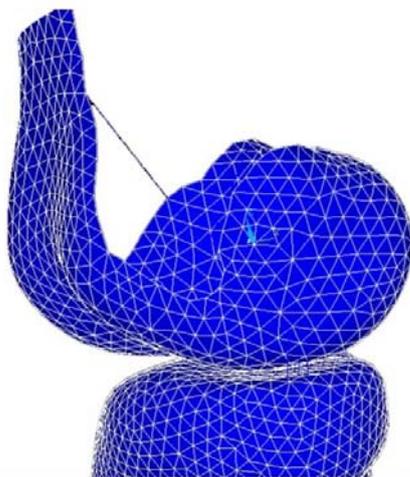
Na Fig. 32 ilustra-se o modelo do sistema articular do joelho: Na parte inferior tibia e fíbula, na parte superior, o fêmur. A geometria apresentada já esta discretizada com elementos triangulares enquanto os ligamentos são representados por linhas.

Uma força na seguidora de 100 N foi aplicada ao fêmur antero-posteriormente, a fim de representar a força aplicada ao fêmur pela patela.

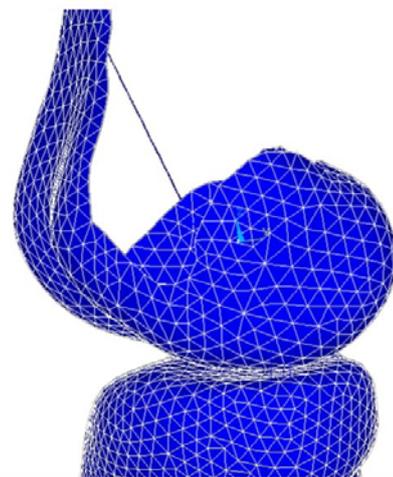
## 4 – RESULTADOS OBTIDOS

Neste capítulo são apresentados os resultados de translação femoral antero-posterior e rotações femorais de adução/abdução e de rotação interna-externa, além das forças nos quatro ligamentos principais, ou seja, ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior, ligamento colateral lateral e ligamento colateral medial, obtidos com este modelo. Isto para os 3 estados de pré-carregamento.

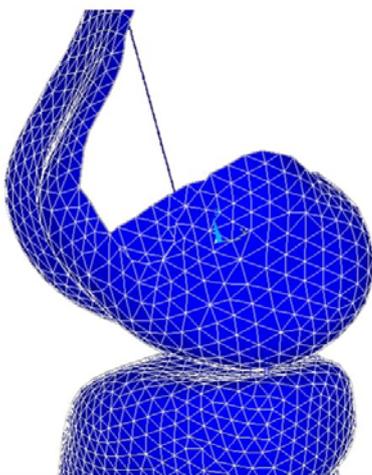
Podemos verificar nas Fig. 33 e 34 uma seqüência de movimentos realizados pelo fêmur durante o ciclo de flexão. Na Fig. 33 uma visão medial/lateral e na Fig. 34 uma visão isométrica anterior.



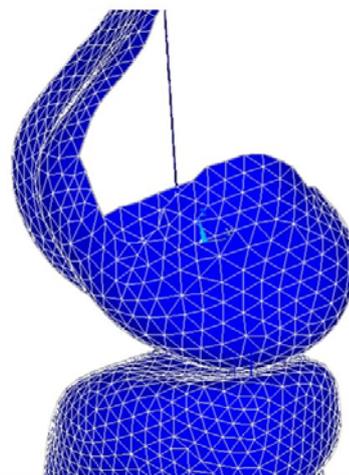
0°



15°



30°



40°

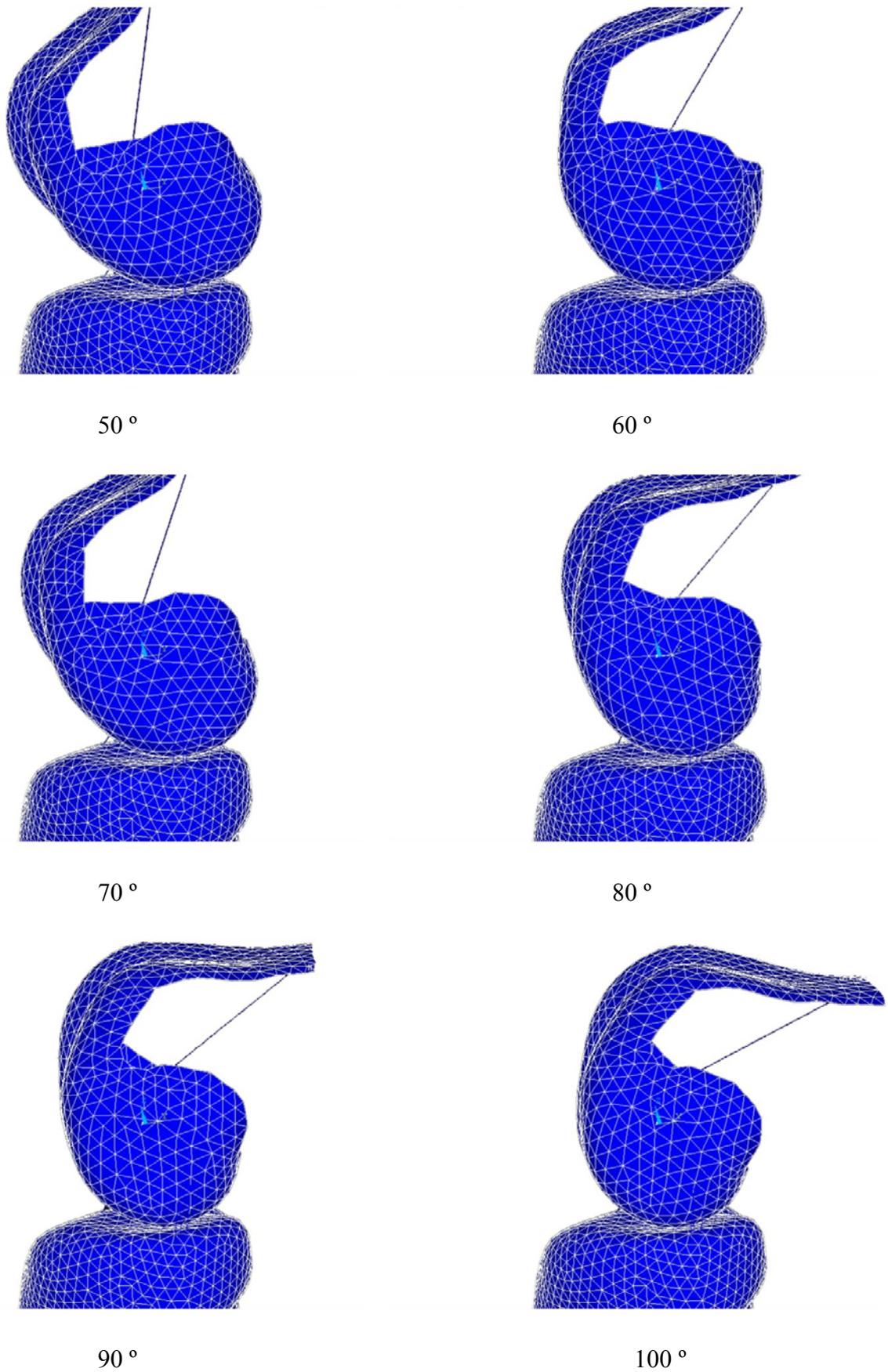
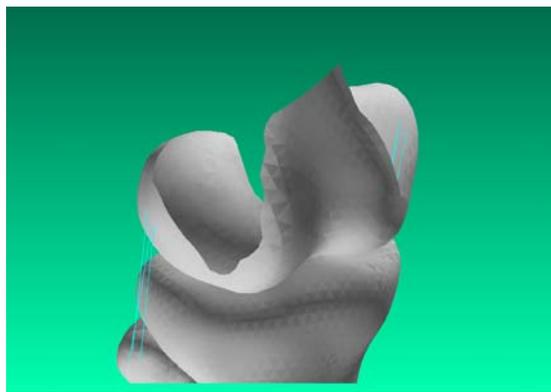
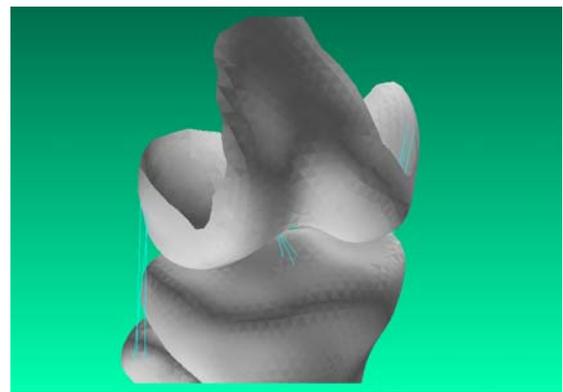


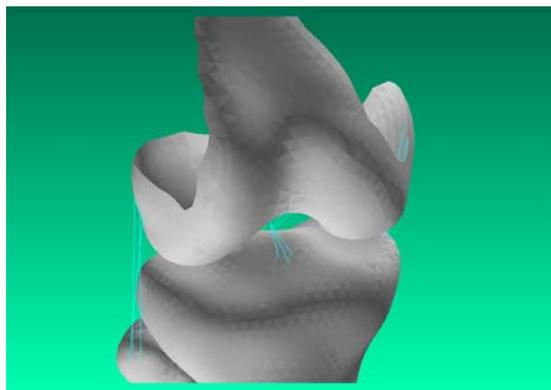
Figura 33 - Representação da flexão femoral do modelo, vista medial/lateral.



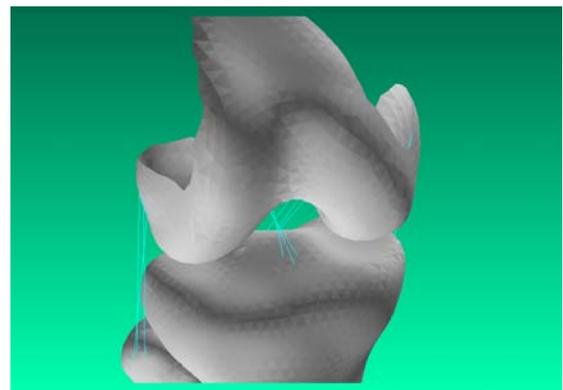
0°



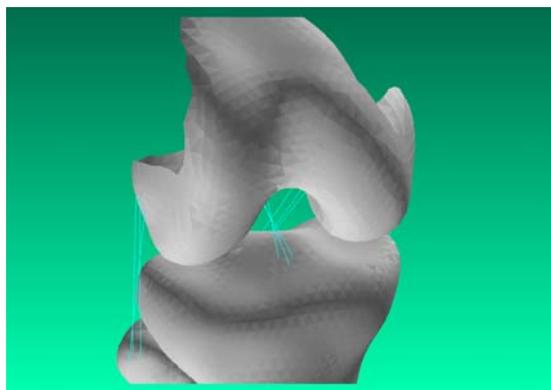
15°



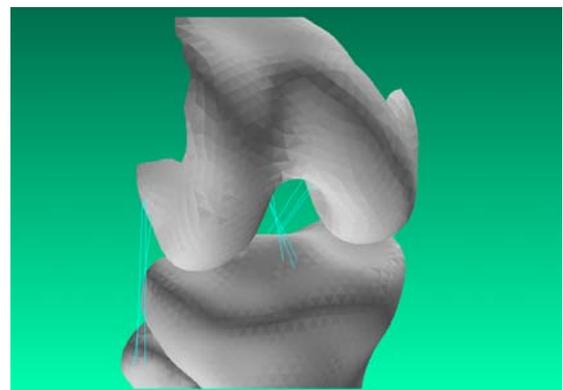
30°



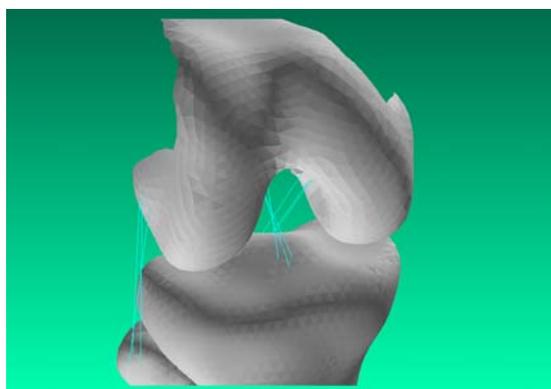
40°



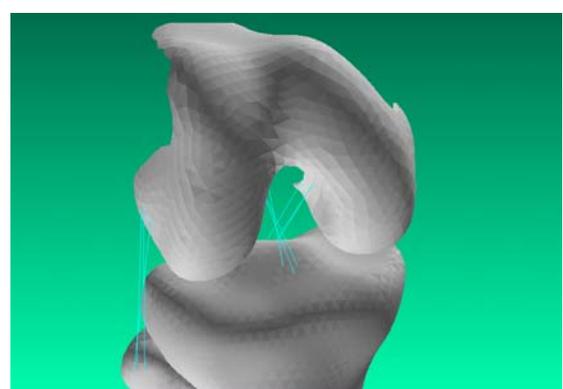
50°



60°



75°



100°

Figura 34 - Representação da flexão femoral do modelo, vista isométrica anterior.

Os resultados obtidos com o modelo submetido ao pré-carregamento-1, estão ilustrados nas Fig. 35 a 41 onde os valores são comparados com resultados equivalentes obtidos por Moglo [41] e Wilson [40]

As comparações entre o primeiro, o segundo e o terceiro estado de pré-carregamento comparados com resultados equivalentes obtidos por Moglo [41] e Wilson [40] estão ilustrados nas Fig. 42 a 47.

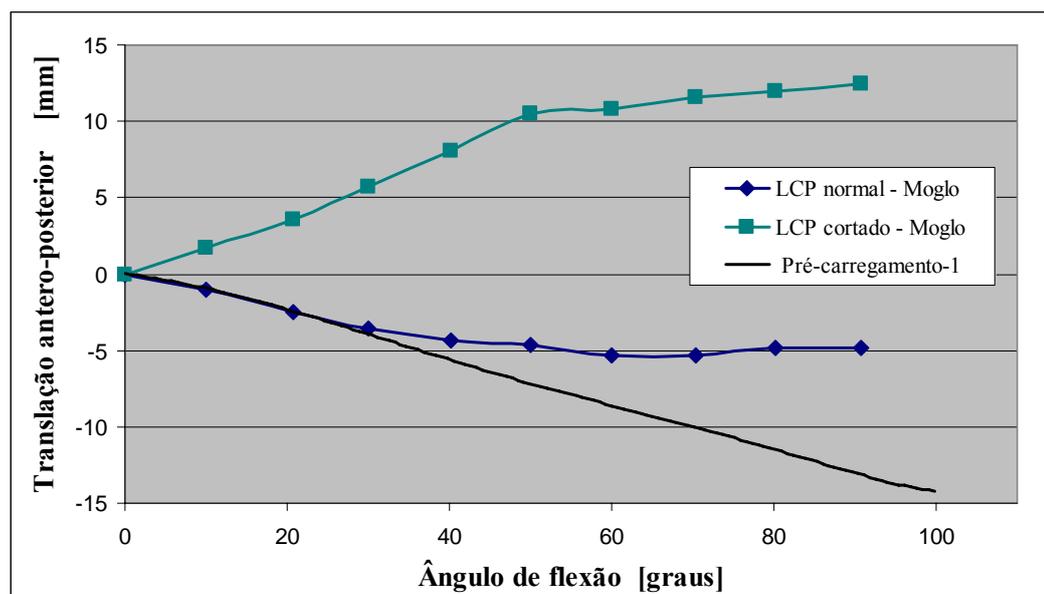


Figura 35 - Translação antero-posterior do fêmur em função do ângulo de flexão.

O gráfico da Fig. 35 mostra a os valores de translação antero-posterior do fêmur sobre a tibia, comparados com os valores obtidos por Moglo.

Pode-se verificar neste gráfico que os valores estão muito próximos até aproximadamente 30 graus de flexão femoral com os dados por Moglo. Após este valor de ângulo de flexão, os valores tornam-se significativamente maiores. Esta maior translação antero-posterior do fêmur deve estar sendo provocada pela não presença do menisco neste modelo, assim como verificado em articulações onde esta estrutura foi retirada cirurgicamente.

O gráfico da Fig. 37 mostra a comparação dos valores de abdução/adução tibial deste trabalho com os valores experimentais e numéricos apresentados por Wilson, onde se observa a mesma tendência de comportamento, porém, com valores significativamente maiores. A abdução/adução tibial é governada basicamente pela geometria das superfícies articulares, tendo pouca influência dos meniscos e ligamentos. Desta forma a diferença entre os valores

aqui obtidos e os apresentados por Wilson devem estar relacionados com a diferença nos modelos geométricos utilizados em cada trabalho.

O modelo também consegue obter uma boa representação da rotação tibial, se comparada com os respectivos valores de Wilson. Porém, apresenta certa oscilação nestes valores, caracterizando uma instabilidade no movimento. Esta instabilidade pode estar sendo provocada pela não presença dos meniscos e também pelo fato do método de contato aqui utilizado ser o Método Lagrangeano o qual garante a não penetração entre as superfícies, desta forma as irregularidade das superfícies de contato afetam diretamente a suavidade nos movimentos do fêmur.

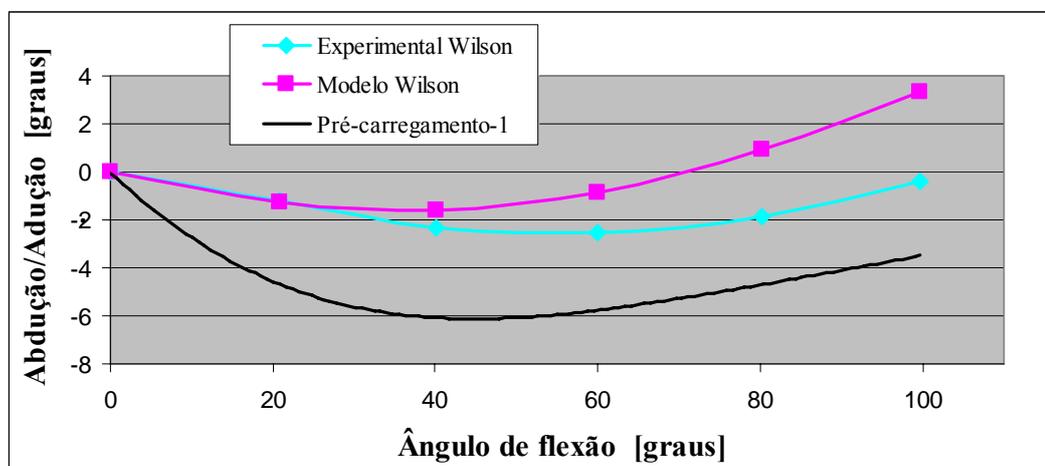


Figura 36 - Rotação tibial como função do ângulo de flexão do fêmur.

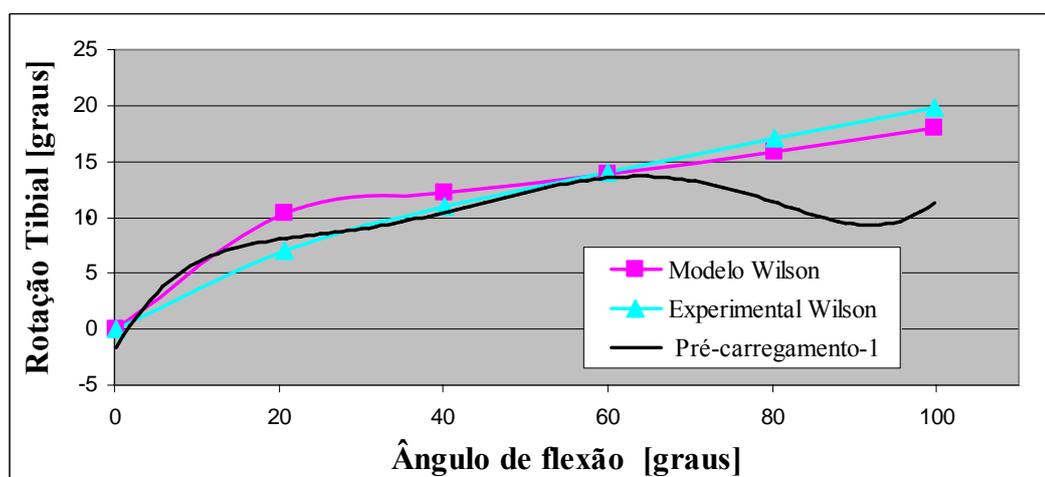


Figura 37 - Rotação da tibial como função do ângulo de flexão do fêmur.

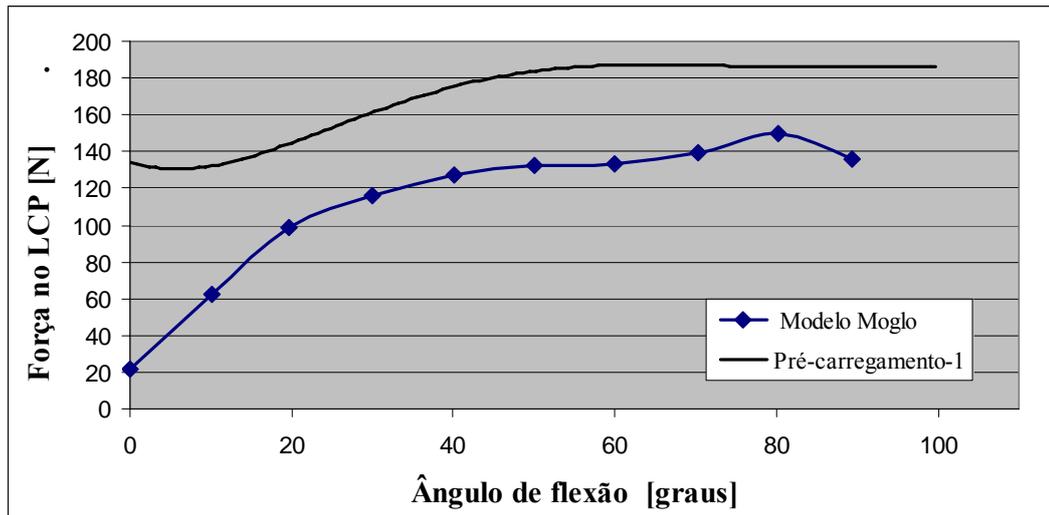


Figura 38 - Força no LCP em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N.

Na Fig. 38 são apresentados os valores de força no ligamento cruzado posterior obtidos por este modelo comparados com os valores apresentados por Moglo.

Vemos que os valores de força obtidos são sensivelmente superiores aos apresentados por Moglo. Contudo, os valores aqui obtidos apresentam uma amplitude maior. A maior amplitude apresentada por este modelo deve estar relacionada com uma excessiva pré-tensão dada ao ligamento.

Vemos que os valores de força obtidos são sensivelmente superiores aos da referência, porém apresentando a mesma tendência em função do ângulo de flexão. A maior amplitude apresentada por este modelo esta relacionada com uma maior pré-tensão dada ao ligamento

Na Fig. 39, 40 e 41 são mostradas as forças no LCL, LCM e LCA respectivamente em função do ângulo de flexão.

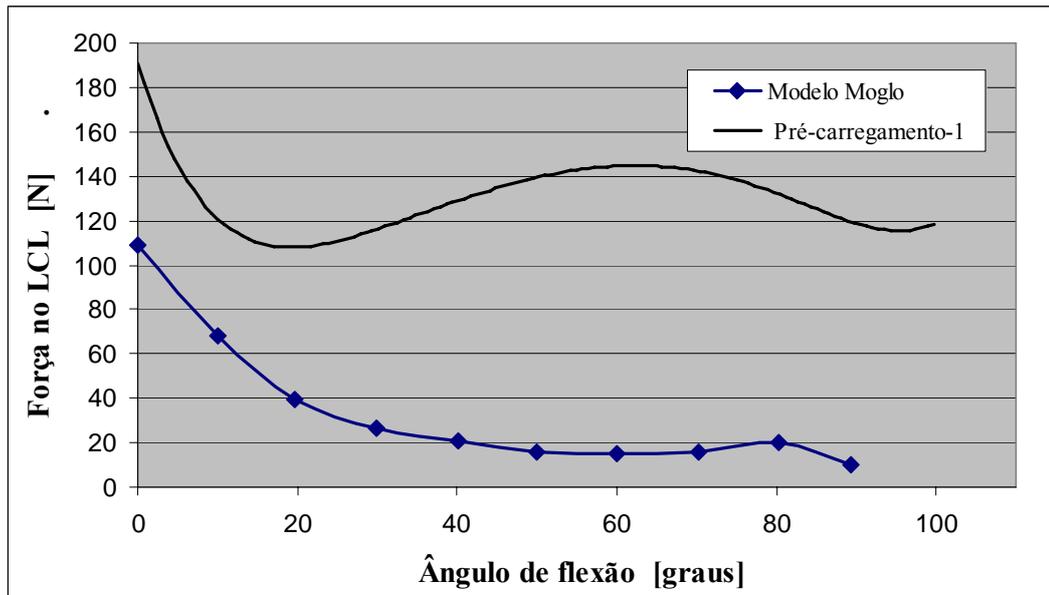


Figura 39 - Força no ligamento colateral lateral em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N.

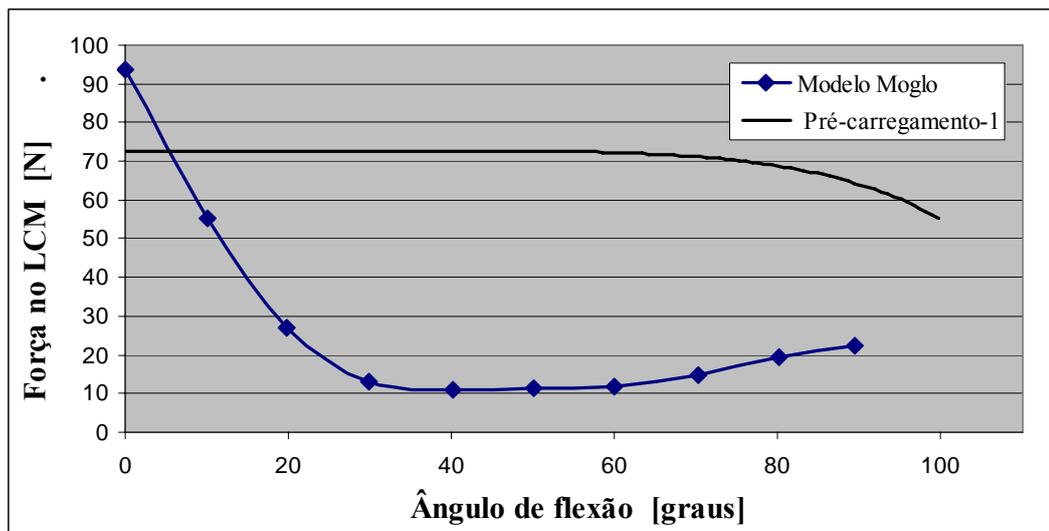


Figura 40 - Força no ligamento colateral medial em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N.

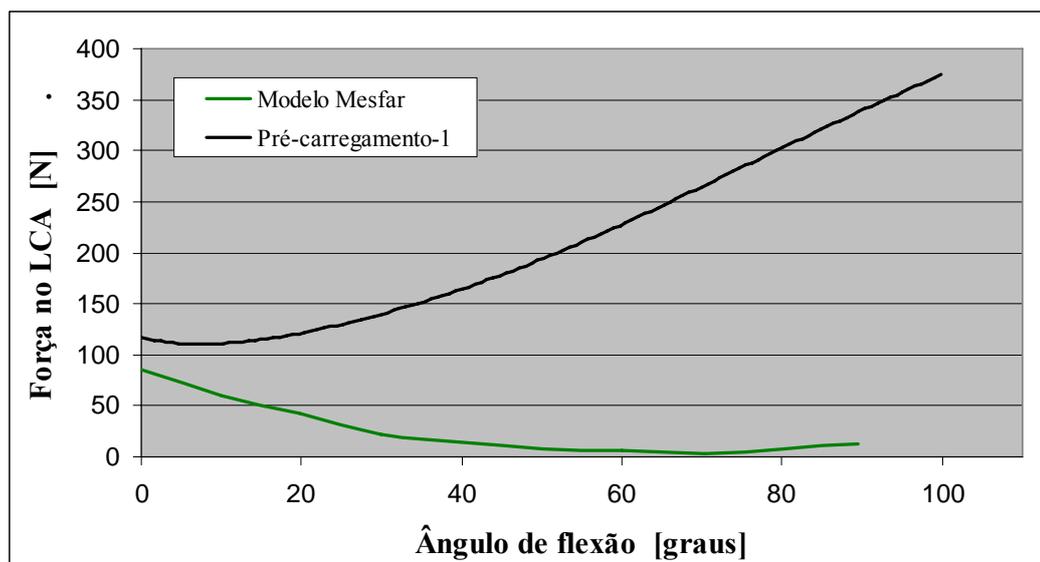


Figura 41 - Força no ligamento cruzado anterior em função do ângulo de flexão, com carregamento antero-posterior de 100 N.

Como pode ser visto nas Fig. 39, 40 e 41, percebe-se sensíveis diferenças das forças ligamentares em relação ao ângulo de flexão, tanto em amplitude quanto em comportamento, principalmente no que diz respeito ao LCA, que neste modelo apresenta um aumento das forças em função do ângulo de flexão, contrario ao esperado clinicamente, assim como o não descarregamento do LCM.

O fato da discrepância entre os valores de força do LCA pode estar sendo causado pela não representação dos meniscos neste modelo. Clinicamente se verifica que joelhos sem meniscos apresentam amplitudes de movimento aumentadas, e como foi verificado no gráfico da Fig. 35, o fêmur teve uma maior translação antero-posterior e como o LCA é responsável pela limitação deste movimento ele foi continuamente solicitado, assim impedindo seu descarregamento.

Como visto na revisão da literatura, o menisco é uma estrutura estabilizadora da articulação do joelho, atuando de forma passiva sobre a articulação. Conforme Palastranga [1], articulações sem menisco, (removidos cirurgicamente), mostram amplitude de movimentos aumentada, podendo causar instabilidade e degeneração das superfícies articulares.

As diferenças de comportamento dos ligamentos colaterais acredita-se estarem relacionadas com os locais de inserção desses ligamentos nos ossos, visto que esta variável apresenta grande influência nos resultados.

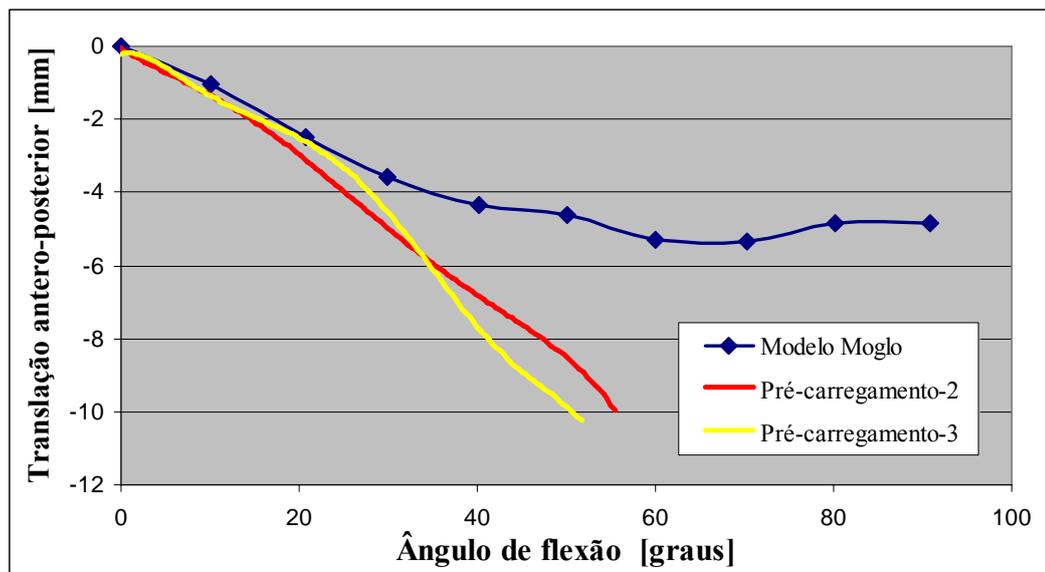


Figura 42 - Comparação entre os deslocamentos antero-posterior de Moglo com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

O gráfico da Fig. 42 mostra os valores do deslocamento antero-posterior da tibia sobre o fêmur, durante o ciclo de flexão, apresentando a comparação do modelo com o pré-carregamento-2 e com pré-carregamento-3.

O gráfico da Fig. 43 mostra a rotação tibial interna-externa da tibia sobre o fêmur, durante o ciclo de flexão, e igualmente ao anterior apresentando a comparação do modelo com o pré-carregamento-2 e com pré-carregamento-3.

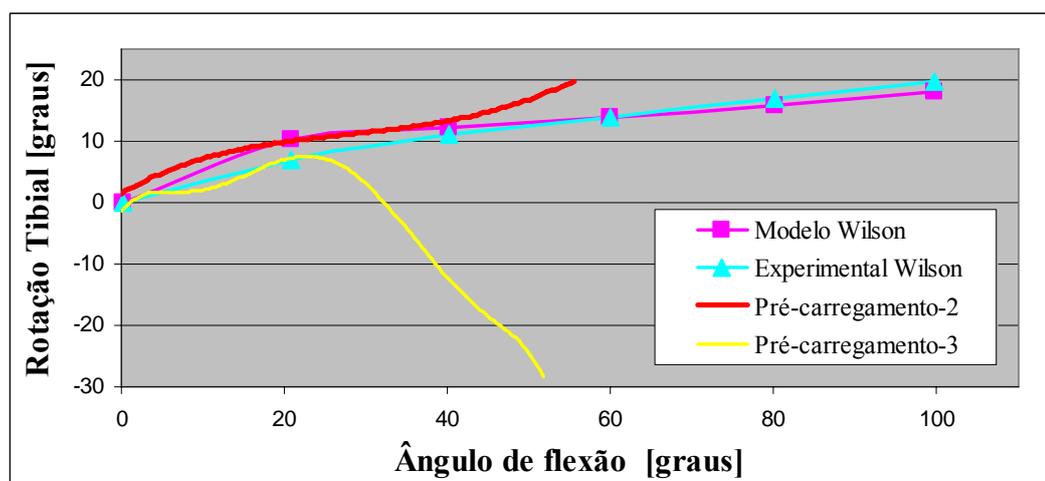


Figura 43 - Comparação entre as rotações tibial por Wilson, numérica experimentalmente, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

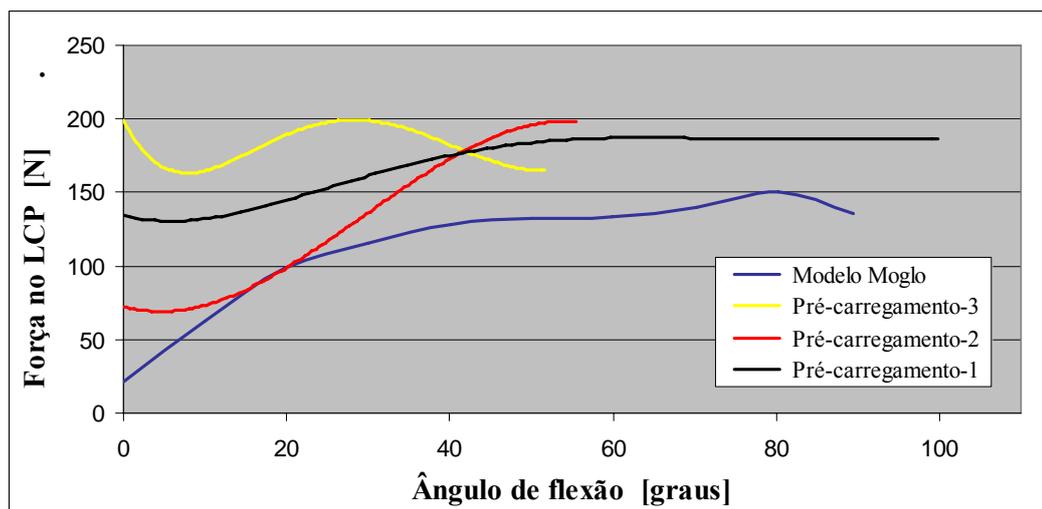


Figura 44 - Comparação entre as forças no LCP obtidas por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

Nas Fig. 44 a 47 são apresentadas às comparações entre os valores das resultantes das forças no LCA, LCP, LCL e LCM dos três modelos aqui apresentados, juntamente com os valores obtidos por Mesfar ou Moglo.

Podemos verificar nas Fig. 43, 46 e 47 que pré-tensão muito elevada provoca um sobre confinamento da articulação promovendo bruscas variações de comportamento, bem como verificado clinicamente.

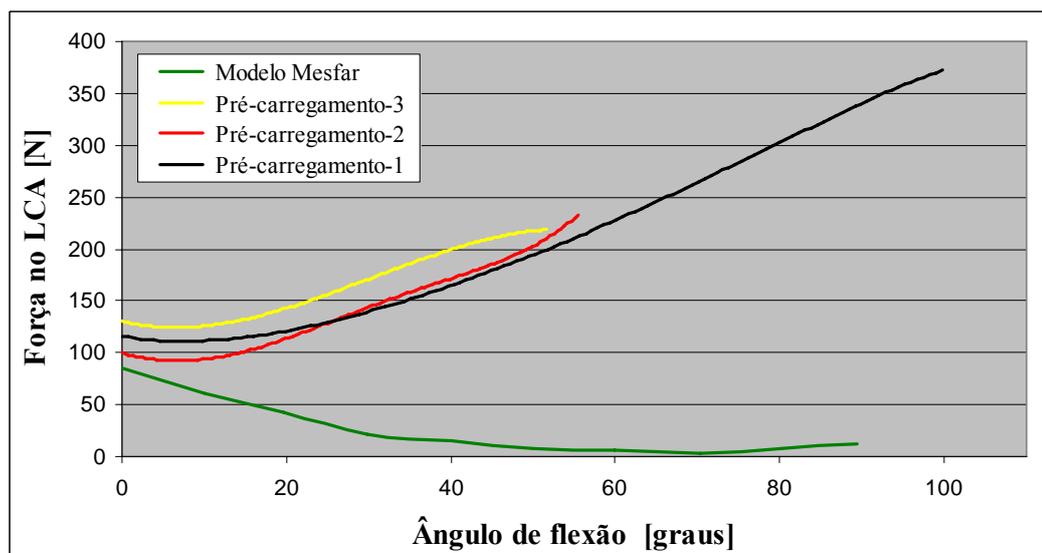


Figura 45 - Comparação entre as forças no LCA obtidas por Mesfar, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

Na Fig. 45 podemos perceber que mesmo com variações nas pré-tensões dadas aos ligamentos o comportamento do LCA manteve-se similar.

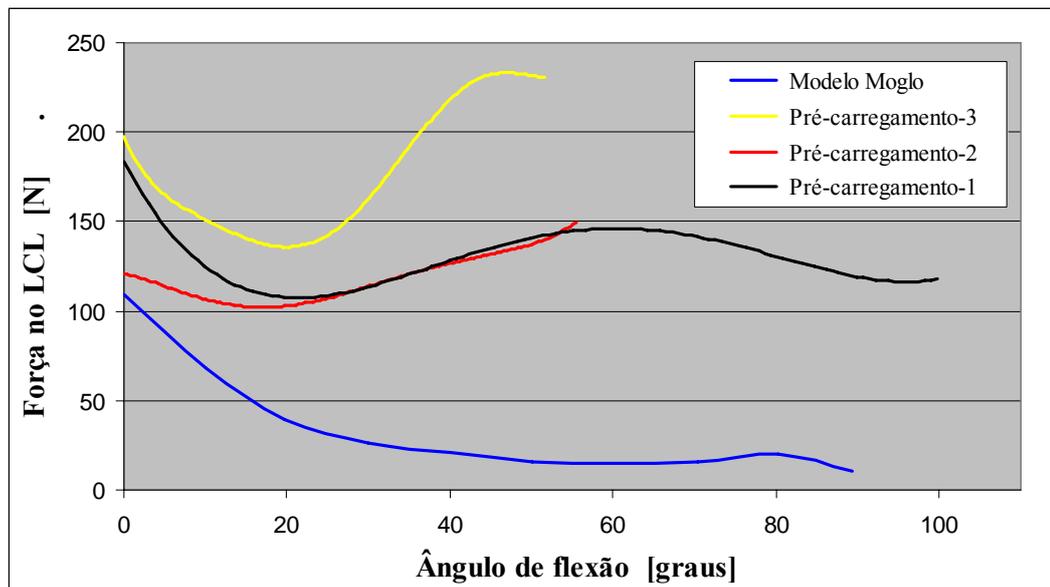


Figura 46 - Comparação entre os valores de força no LCL obtidos por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

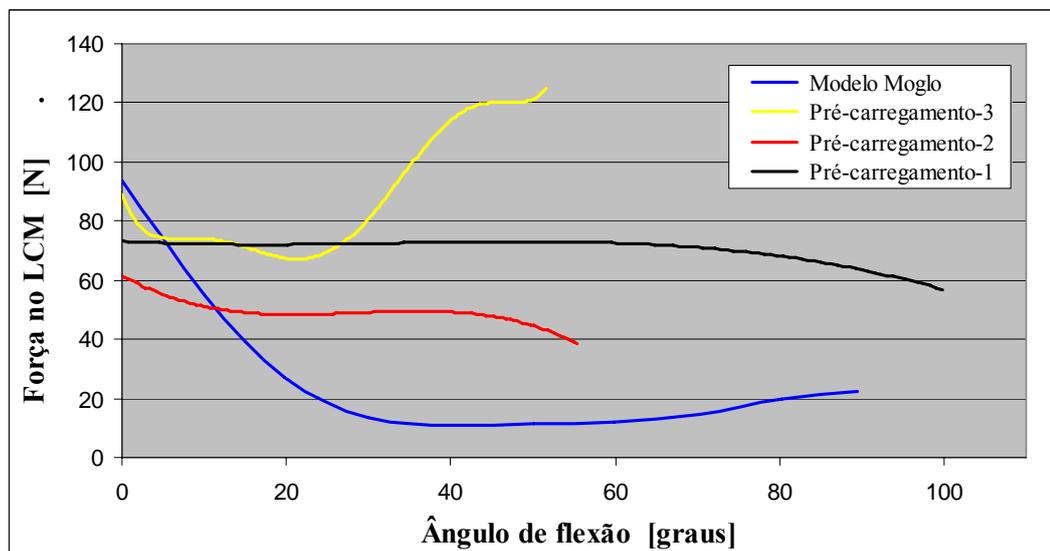


Figura 47 - Comparação entre os valores de força no LCM obtidos por Moglo, com o modelo aqui apresentado com pré-carregamento-1, 2 e 3.

Podemos verificar na Fig. 35 e 42 que a translação tibial antero-posterior teve uma amplitude maior que os valores apresentados por Moglo, desta forma provocando uma maior tração no ligamento cruzado anterior, impedindo seu descarregamento como era previsto. Este não descarregamento pode ser verificado pela Fig. 41 e 45.

Outra resultante do fato da maior amplitude de translação antero-posterior experimentada pela tíbia parece estar influenciando o não descarregamento de ambos os ligamentos colaterais, estes mantendo suas tensões ao longo do ciclo de flexão (Fig. 39, 40, 46 e 47). Estes deveriam experimentar uma redução na tensão como verificado pelos dados apresentados na literatura.

Como podemos perceber nos gráficos das Fig. 37 e 43, os valores da rotação interna-externa do fêmur sobre a tíbia, a partir de aproximadamente 50° de flexão, também apresentam significativa diferença com os valores obtidos por Wilson. Isto pode ser devido a maior amplitude antero-posterior.

Assim o excesso de translação femoral antero-posterior e de rotação interna externa do fêmur sobre a tíbia podem estar relacionados com a não presença de menisco no modelo aqui construído, provocando uma elevação nos níveis de tensão nos ligamentos colaterais e cruzado anterior.

Um outro fato que pode estar afetando os resultados são os locais de inserção dos ligamentos. Isto pode ser resolvido com uma reconstrução geométrica mais precisa baseada em dados reais.

Pelos gráficos das Fig. 48 a 55 que apresentam as componentes de força na inserção dos ligamentos, podemos verificar principalmente nos ligamentos colaterais, que a elevação do pré-carregamento do LCP provoca uma significativa elevação das forças proximal-distal, responsáveis pela pressão no contato articular. A elevação desta pressão esta diretamente ligada à ocorrência de artrites e osteoartrites.

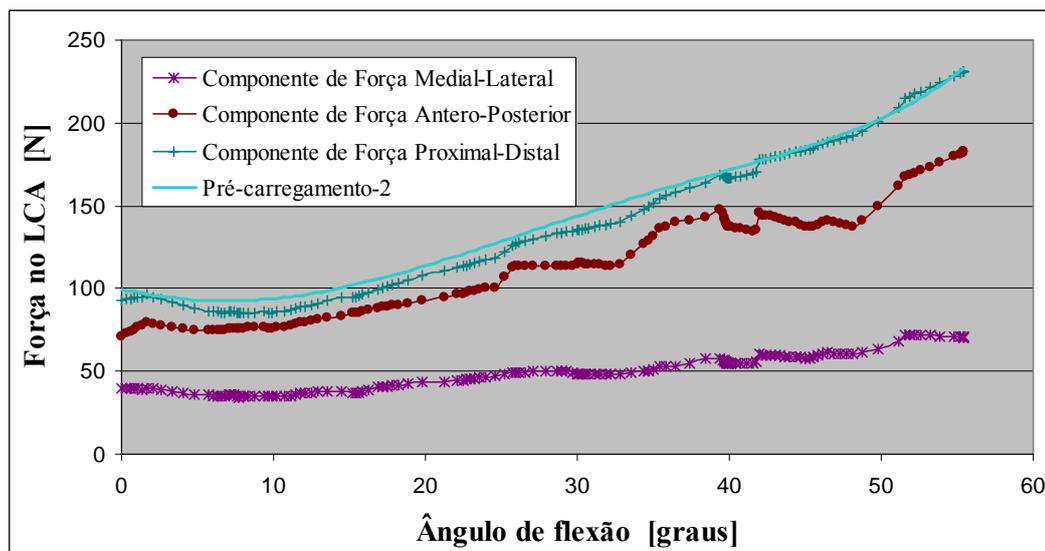


Figura 48 - Força resultante e componentes de força no LCA, com pré-carregamento-2.

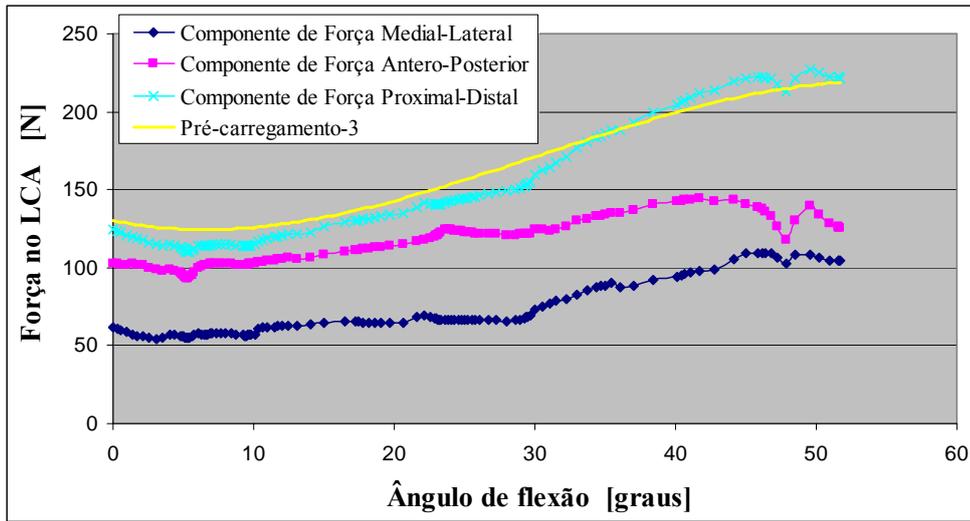


Figura 49 - Força resultante e componentes de força no LCA, com pré-carregamento-3.

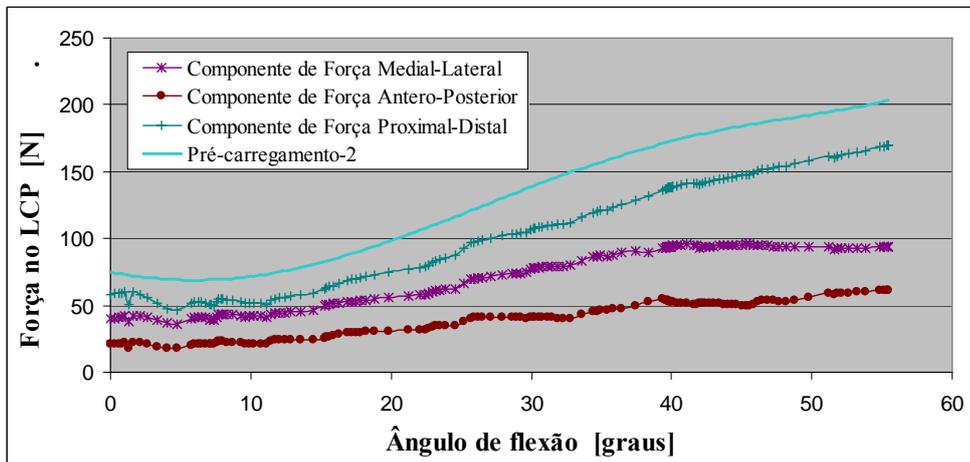


Figura 50 - Força resultante e componentes de força no LCP, com pré-carregamento-2.

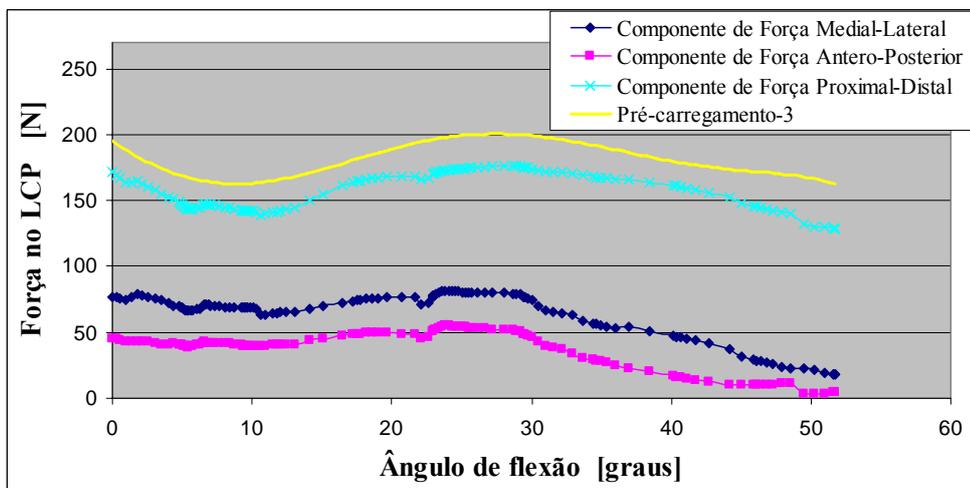


Figura 51 - Força resultante e componentes de força no LCP, com pré-carregamento-3.

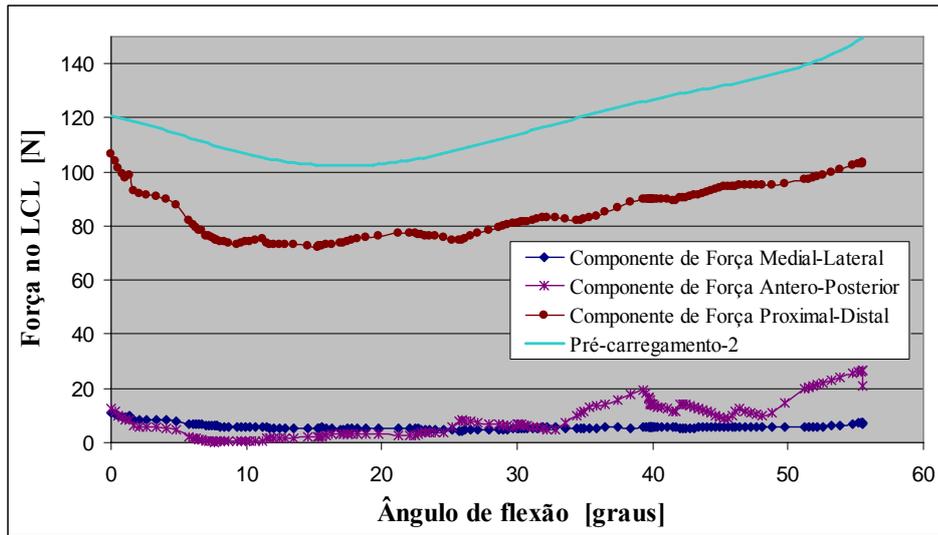


Figura 52 - Força resultante e componentes de força no LCL, com pré-carregamento-2.

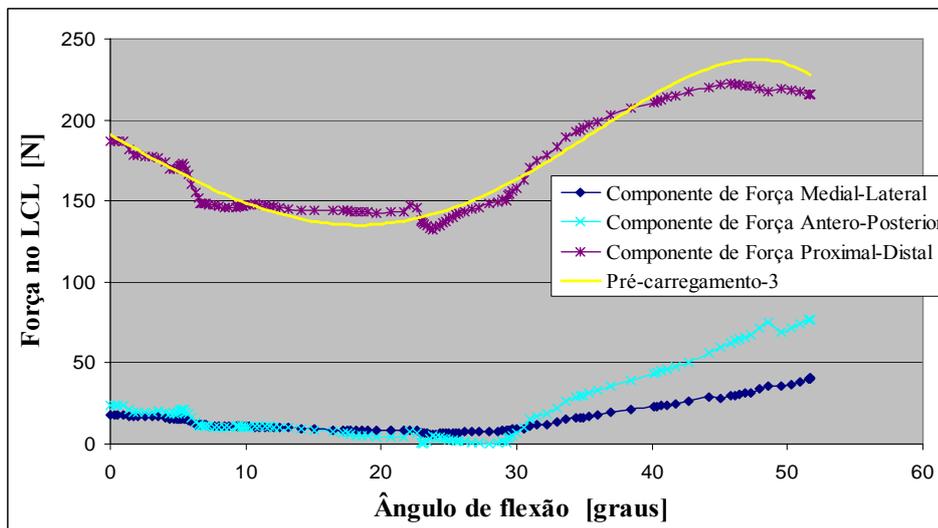


Figura 53 - Força resultante e componentes de força no LCL, com pré-carregamento-3.

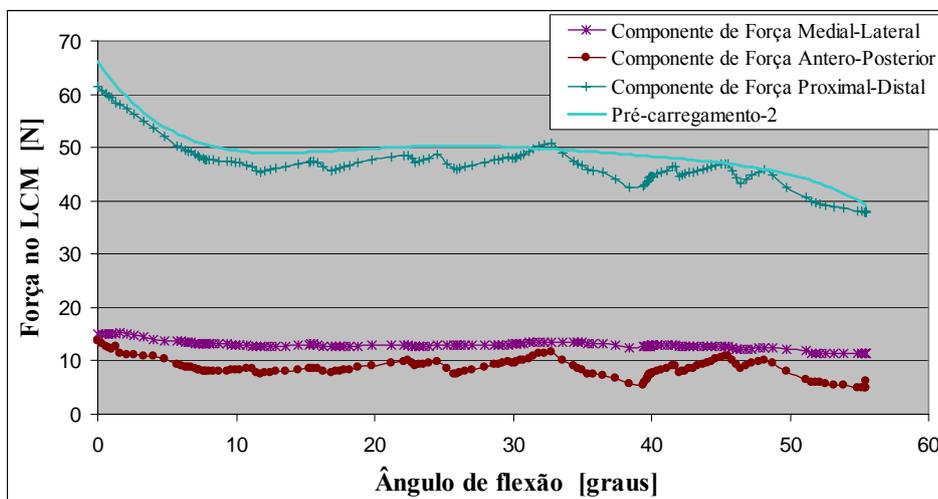


Figura 54 - Força resultante e componentes de força no LCM, com pré-carregamento-2.

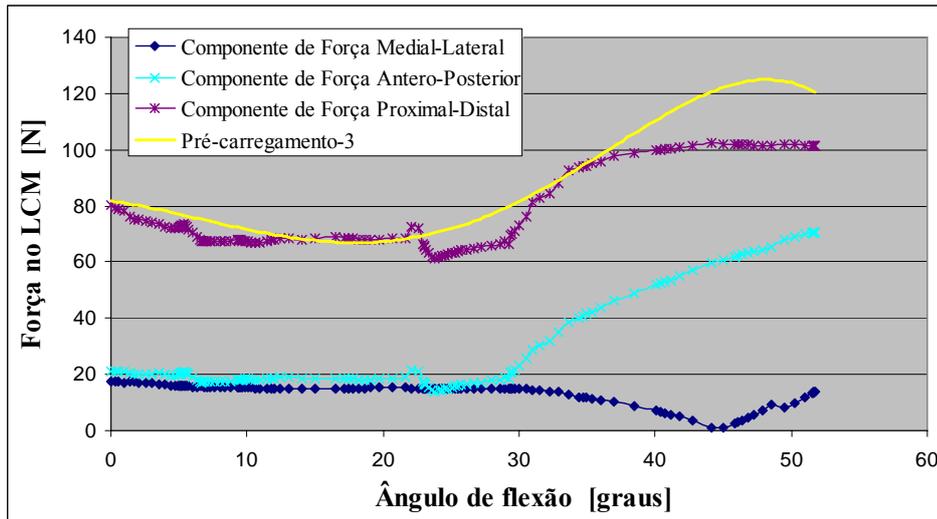


Figura 55 - Força resultante e componentes de força no LCM, com pré-carregamento-3.

Podemos verificar nos gráficos em anexo como, por exemplo, o da Fig. 56, uma grande instabilidade nos movimentos do fêmur. Estima-se que isto deve estar sendo causado pela descrição geométrica não suave da superfície (triangularização) aliada ao método de contato utilizado, o método Lagrangeano. Este, evitando toda possível penetração entre ambas as superfícies deixa os movimentos do fêmur sujeitos a qualquer irregularidade na malha do contato.

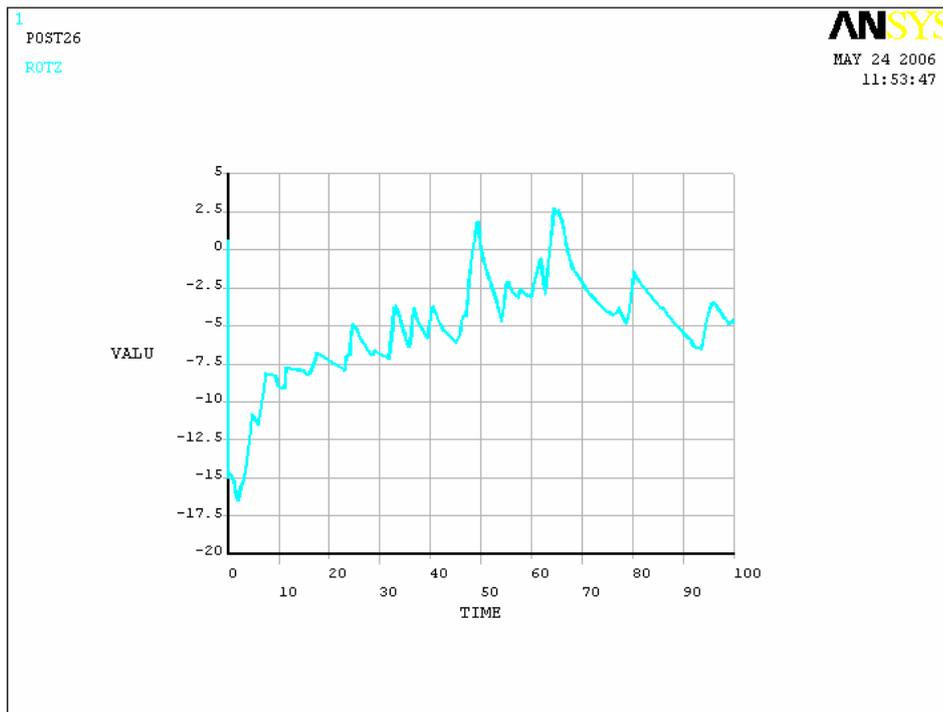


Figura 56 - Rotação femoral interna/externa em relação ao ângulo de flexão com o pré-carregamento-2.

## 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÕES

A cirurgia de reconstituição ligamentar é um procedimento freqüente na ortopedia, em função do número recorrente de lesões desta natureza. Um risco associado a este procedimento é a diminuição da estabilidade da articulação, artrite e/ou artrose em decorrência de uma inadequada reprodução da cinemática original do joelho. Assim, constata-se do levantamento bibliográfico realizado no presente trabalho que estudos detalhados da mecânica local da articulação do joelho, podem ser uma informação relevante capaz de auxiliar a equipe médica na decisão da técnica cirúrgica apropriada para cada paciente.

O modelo de um joelho humano desenvolvido e implementado computacionalmente neste trabalho deve ser analisado como um primeiro passo no desenvolvimento de uma ferramenta de apoio médico na área de cirurgias ligamentares e fisioterapia. Tal modelo visa simular a mecânica 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 das superfícies articulares e dos pontos de inserção dos ligamentos nos ossos, assim como da consideração de todos os elementos estruturalmente relevantes.

Como mencionado ao longo do trabalho, foram utilizados descrições geométricas padrão da tíbia, fêmur e fíbula, obtidas 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 foram desconsiderados nesta primeira análise. Os ligamentos foram modelados como componentes unidimensionais, submetidos a deformações finitas e respondendo a leis de comportamento de material elástico não linear. As peças ósseas foram consideradas rígidas em comparação aos ligamentos.

Foi realizada uma validação qualitativa do modelo utilizando dados equivalentes obtidos da literatura, os quais serviram como parâmetros de comparação.

As análises apresentadas no trabalho focalizam os esforços sofridos pelos ligamentos assim como os movimentos do fêmur durante o movimento de flexão do joelho. Constatou-se que houve uma boa reprodução destes movimentos se comparados com outros trabalhos

similares. Porém, os resultados não resultaram satisfatórios no que diz respeito aos esforços ligamentares, encontrando-se diferenças significativas.

É conhecido clinicamente que o menisco tem um papel importante na estabilização da articulação, restringindo o fêmur a menores rotações e translações. A análise dos resultados obtidos leva a crer que a ausência deste elemento no modelo deva ser a principal causa das diferenças entre os esforços ligamentares obtidos e os esperados, e que sua inclusão deva ser um aspecto essencial na correta reprodução da mecânica do joelho.

Foi também observado numericamente que a geometria das superfícies articulares e o local de inserção dos ligamentos nos ossos tem grande influencia na cinemática da articulação. A obtenção direta do modelo geométrico das partes componentes da articulação é um objetivo relevante a ser atingido. O desenvolvimento de um sistema capaz de obter modelos geométricos utilizáveis em simulações por elementos finitos, de partes anatômicas obtidas diretamente de imagens médicas, está sendo construído pelo Laboratório de Software e Hardware do departamento de computação desta Universidade.

Além das considerações e críticas já levantadas, o presente trabalho permitiu identificar um conjunto de ações cuja execução contribuiria no desenvolvimento das pesquisas nesta área.

Como visto acima, para que seja possível a modelagem do conjunto articular 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. Por outro lado, é importante o conhecimento da posição exata dos locais de inserção dos ligamentos nos ossos, visto que estes locais de inserção apresentam grande 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. Isso ocorre pelo fato estas são obtidos a partir de informações de gradientes de densidade, existindo assim um alto grau de dificuldade para definir as superfícies de contato, ou seja, a definição da fronteira entre uma peça e outra.

A título de sugestão, a reconstrução do modelo sólido poderia ser realizada a partir de um modelo paramétrico com dados provenientes de tomografias e não gerados inteiramente por estas.

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.

Outro aspecto importante a ser realizado é a elaboração de testes experimentais incorporando dados que permitam calibrar o modelo numérico e assim homologar os resultados obtidos através de simulações. Esta tarefa abre um amplo espectro de trabalho experimental, envolvendo grande número de variáveis (pré-carga ligamentar e esforços ao longo do experimento, posicionamento, controle geométrico, esforços de contato articular, etc.)

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. - Palastanga, N., D. Field, *et al.* Anatomia e movimento humano - estrutura e função. São Paulo: Editora Manole, v.1. 2000
2. - Miyasaka, K. C., D. M. Daniel, *et al.* The incidence of knee ligament injuries in the general population. American Journal of Knee Surgery, v.3, p.3-8. 1991.
3. - Otto, D., L. A. Pinczewski, *et al.* Five-Year Results of Single-Incision Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Patellar Tendon Autograft. Am J Sports Med, v.26, n.2, March 1, 1998, p.181-188. 1998.
4. - Wojtys, E. M., L. J. Huston, *et al.* Association Between the Menstrual Cycle and Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. Am J Sports Med, v.26, n.5, September 1, 1998, p.614-619. 1998.
5. - Wojtys, E. M. e L. J. Huston. The Effect of the Menstrual Cycle on Anterior Cruciate Ligament Injuries in Women as Determined by Hormone Levels. Am J Sports Med, v.30, n.2, March 1, 2002, p.182-188. 2002.
6. - Penner, D. A., D. M. Daniel, *et al.* An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. Am J Sports Med, v.16, n.3, May 1, 1988, p.238-243. 1988.
7. - Yoshiya, S., J. T. Andrich, *et al.* Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo study in dogs. Am J Sports Med, v.15, n.5, September 1, 1987, p.464-470. 1987.
8. - Amis, A. A. e P. J. Roland. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v.6, n.0, p.S2-S12. 1998.
9. - Abramowitch, S. D., C. D. Papageorgiou, *et al.* The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats. Journal of Orthopaedic Research, v.21, n.4, p.708-715. 2003.
10. - Andersen, H. N. The immediate postoperative kinematic state after anterior cruciate ligament reconstruction with increasing peroperative tension. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v.6, n.0, p.S62-S69. 1998.
11. - Fleming, B. C., J. A. Abate, *et al.* The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee. Journal of Orthopaedic Research, v.19, n.5, p.841-844. 2001.
12. - King, G. J., P. Edwards, *et al.* Intraoperative graft tensioning alters viscoelastic but not failure behaviours of rabbit medial collateral ligament autografts. Journal of Orthopaedic Research, v.13, p.915-922. 1995.
13. - <http://www.corpohumano.hpg.com.br>.

14. - Spencer, A. P. Anatomia Humana Básica. São Paulo: Manole. 1991
15. - Buroni, F. e P. Commisso. Modelado Numérico computacional de estruturas ósseas Desarrollo de una metodología y aplicación a una prótesis de reemplazo de cúpula radial. (Proyecto Final). Faculdade de Engenharia Universidad Nacional de Mar del Plata, Buenos Aires, 2004.
16. - Pereda, C. M.-K. Simulación ósea por método de la versión P del método de los elementos finitos. (Thesis). Universidade Central de Venezuela, Caracas, 2001.
17. - Roesler, R. C. Simulação de desempenho de próteses endofemorais considerando a resposta de remodelamento ósseo. (Proposta de Tese). POSMEC, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.
18. - Avancini e Favaretto. Biologia - Uma abordagem evolutiva e ecológica. São Paulo: Moderna, v.2. 1997
19. - Limbert, G. e M. Taylor. On the constitutive modeling of biological soft connective tissues: A general theoretical framework and explicit forms of the tensors of elasticity for strongly anisotropic continuum fiber-reinforced composites at finite strain. International Journal of Solids and Structures, v.39, n.8, p.2343-2358. 2002.
20. - Kennedy, J. C., R. J. Hawkins, *et al.* Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. J Bone Joint Surg Am, v.58, n.3, April 1, 1976, p.350-355. 1976.
21. - Nowalk, M. D. e S. E. Logan. Distinguishing biomechanical properties of intrinsic and extrinsic human wrist ligaments. Journal of Biomechanical Engineering, v.113, p.85-93. 1991.
22. - Chiba, M. e K. Komatsu. Mechanical responses of the periodontal ligament in the transverse section of the rat mandibular incisor at various velocities of loading in vitro. Journal of Biomechanics, v.26, n.4-5, p.561-570. 1993.
23. - Ticker, J. B., L. U. Bigliani, *et al.* Inferior glenohumeral ligament: geometric and strain-rate dependent properties. Journal Shoulder and Elbow Surgery, v.5, p.269-279. 1996.
24. - Woo, S. L. Y., R. J. Fox, *et al.* Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. The Knee, v.5, n.4, p.267-288. 1998.
25. - Limbert, G., M. Taylor, *et al.* Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. Journal of Biomechanics, v.37, n.11, p.1723-1731. 2004.
26. - Woo, S. L., S. D. Abramowitch, *et al.* Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. Journal of Biomechanics, v.39, n.1, p.1-20. 2006.
27. - Limbert, G. e J. Middleton. A transversely isotropic viscohyperelastic material: Application to the modeling of biological soft connective tissues. International Journal of Solids and Structures, v.41, n.15, p.4237-4260. 2004.
28. - Hirokawa, S. e R. Tsuruno. Hiper-elastic model analysis of anterior cruciate ligament. Med Eng Phys, v.19, p.637 - 651. 1997.

29. - Hirokawa, S. e S. Tsuruno. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. Journal of Biomechanics, v.33, n.9, p.1069-1077. 2000.
30. - Pioletti, D. P., L. R. Rakotomanana, *et al.* Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. Journal of Biomechanics, v.31, n.8, p.753-757. 1998.
31. - Sanjeevi, R. A viscoelastic model for the mechanical properties of biological materials. Journal of Biomechanics, v.15, n.2, p.107-109. 1982.
32. - Song, Y., R. E. Debski, *et al.* A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. Journal of Biomechanics, v.37, n.3, p.383-390. 2004.
33. - Mesfar, W. e A. Shirazi-Adl. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. The Knee, v.12, n.6, p.424-434. 2005.
34. - Hirokawa, S. Biomechanics of the knee joint: A Critical Review. Biomedical Engineering, p.79-135. 2001.
35. - Cailliet, Germain, *et al.* Anatomia para o Movimento. São Paulo, v.1. 1990
36. - Novartis. Atlas Interativo de Anatomia Humana: Novartis Medical Education 1999.
37. - Cailliet, R. Joelho: dor e incapacidade. São Paulo: Manole. 1976
38. - Freeman, M. A. R. How the knee moves. Current Orthopaedics, v.15, n.6, p.444-450. 2001.
39. - Li, G., L. E. Defrate, *et al.* The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. Journal of Orthopaedic Research, v.22, n.4, p.801-806. 2004.
40. - Wilson, D. R., J. D. Feikes, *et al.* Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. Journal of Biomechanics, v.31, n.12, p.1127-1136. 1998.
41. - Moglo, K. E. 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. Clinical Biomechanics, v.18, n.8, p.751-759. 2003.
42. - Fukubayashi, T., P. A. Torzilli, *et al.* An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. J Bone Joint Surg Am, v.64, n.2, February 1, 1982, p.258-264. 1982.
43. - Ferber, R., I. Mcclay Davis, *et al.* Gender differences in lower extremity mechanics during running. Clinical Biomechanics, v.18, n.4, p.350-357. 2003.
44. - Georgoulis, A. D., A. Papadonikolakis, *et al.* Three-Dimensional Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament-Deficient and Reconstructed Knee during Walking. Am J Sports Med, v.31, n.1, January 1, 2003, p.75-79. 2003.

45. - Patel, R. R., D. E. Hurwitz, *et al.* Comparison of Clinical and Dynamic Knee Function in Patients with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. Am J Sports Med, v.31, n.1, January 1, 2003, p.68-74. 2003.
46. - Marin, F., J. Allain, *et al.* On the estimation of knee joint kinematics. Human Movement Science, v.18, n.5, p.613-626. 1999.
47. - Asano, T., M. Akagi, *et al.* In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image matching technique. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.388, p.157-166. 2001.
48. - Banks, S. A. e W. A. Hodge. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. Biomedical Engineering, v.43, n.6, p.638-649. 1996.
49. - Komistek, R. D., D. A. Dennis, *et al.* In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.410, p.69-81. 2003.
50. - You, B.-M., P. Siy, *et al.* In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: Application to knee kinematics. Medical Imaging, IEEE Transactions, v.20, n.6, p.514-525. 2001.
51. - Hill, P. F., V. Vedi, *et al.* Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. J Bone Joint Surg Br, v.82-B, n.8, November 1, 2000, p.1196-1198. 2000.
52. - Nakagawa, S., Y. Kadoya, *et al.* Kinematics of the Patella in Deep Flexion: Analysis with Magnetic Resonance Imaging. J Bone Joint Surg Am, v.85, n.7, July 1, 2003, p.1238-1242. 2003.
53. - Nakagawa, S. e Y. Kadoya. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. J Bone Joint Surg Br, v.82-B, n.8, November 1, 2000, p.1199-1200. 2000.
54. - Defratre, L. E., H. Sun, *et al.* In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. Journal of Biomechanics, v.37, n.10, p.1499-1504. 2004.
55. - Freeman, M. A. R. e V. Pinskerova. The Movement of the Knee Studied by Magnetic Resonance Imaging. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.410, p.35-43. 2003.
56. - Scarvell, J. M., P. N. Smith, *et al.* Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. Journal of Biomechanics, v.38, n.2, p.255-262. 2005.
57. - Rudy, T. W., G. A. Livesay, *et al.* A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments. Journal of Biomechanics, v.29, n.10, p.1357-1360. 1996.
58. - Martelli, S., S. Zaffagnini, *et al.* Intraoperative kinematic protocol for knee joint evaluation. Computer Methods and Programs in Biomedicine, v.62, n.2, p.77-86. 2000.
59. - Kanamori, A., S. L. Y. Woo, *et al.* The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic

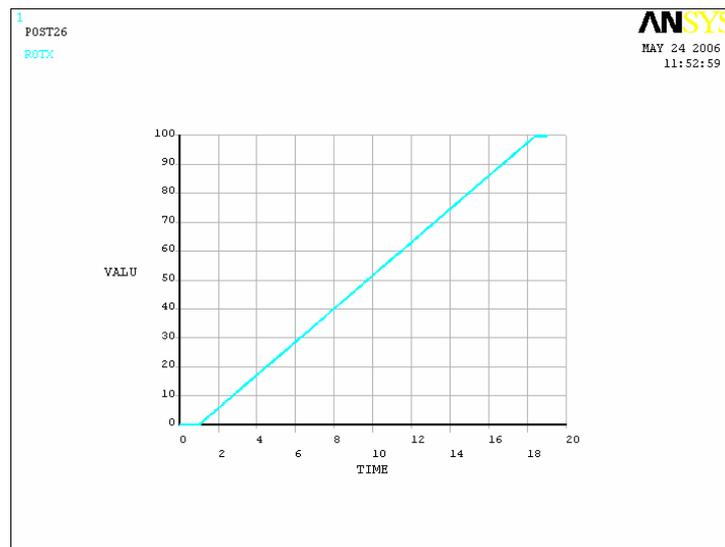
technology. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, v.16, n.6, p.633-639. 2000.

60. - Blankevoort, L. e R. Huiskes. Validation of a three-dimensional model of the knee. Journal of Biomechanics, v.29, n.7, p.955-961. 1996.

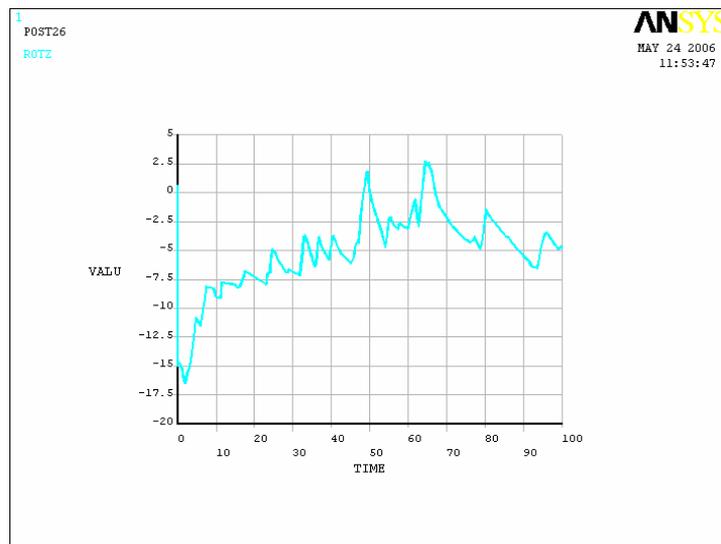
61. - Boylan, D., P. E. Greis, *et al.* Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, v.19, n.7, p.700-705. 2003.

# APÊNDICE

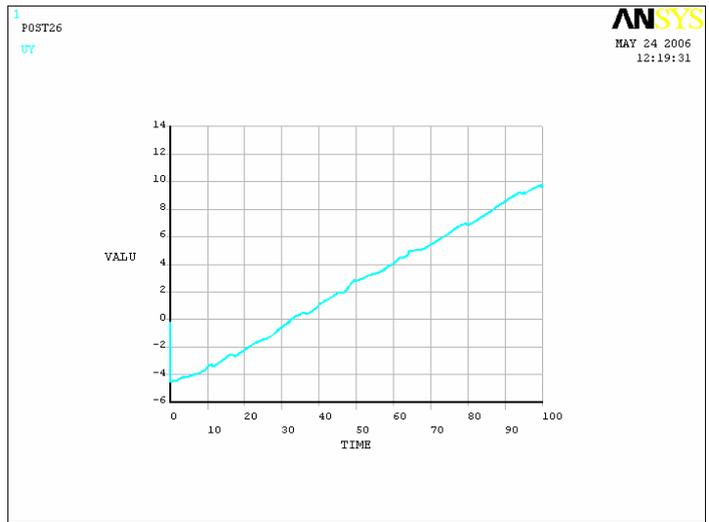
Gráficos originais obtidos diretamente do software ANSYS



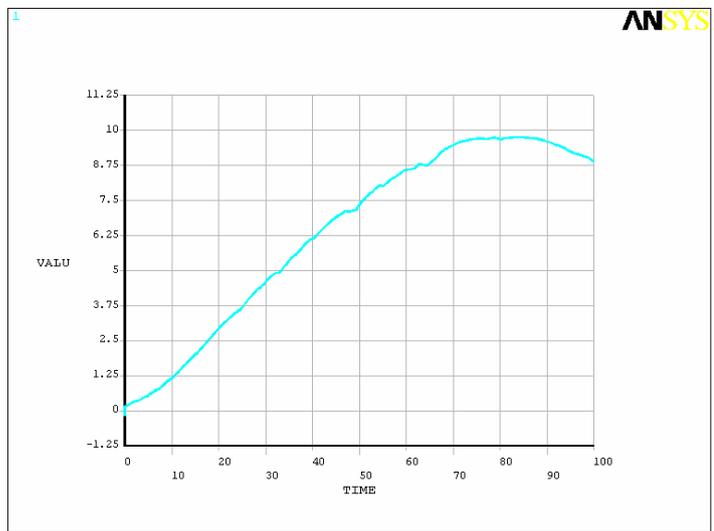
Anexo 1. Flexão imposta sobre o fêmur no tempo, com pré-carregamento-1.



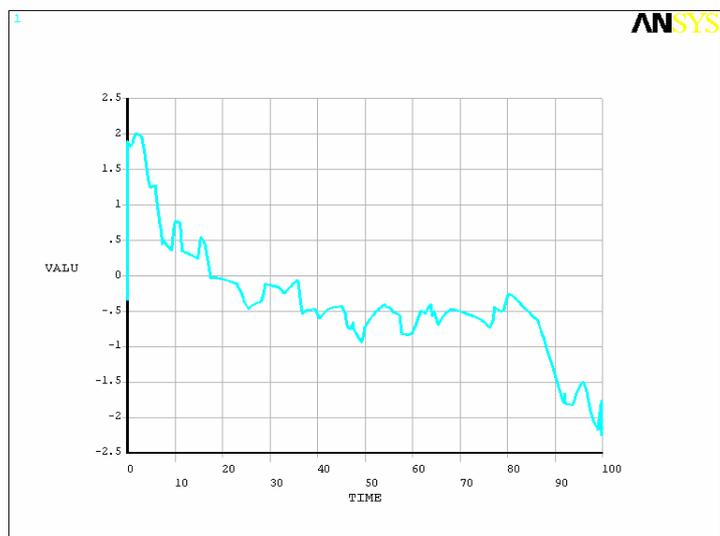
Anexo 2. Rotação femoral interna/externa em relação com o ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



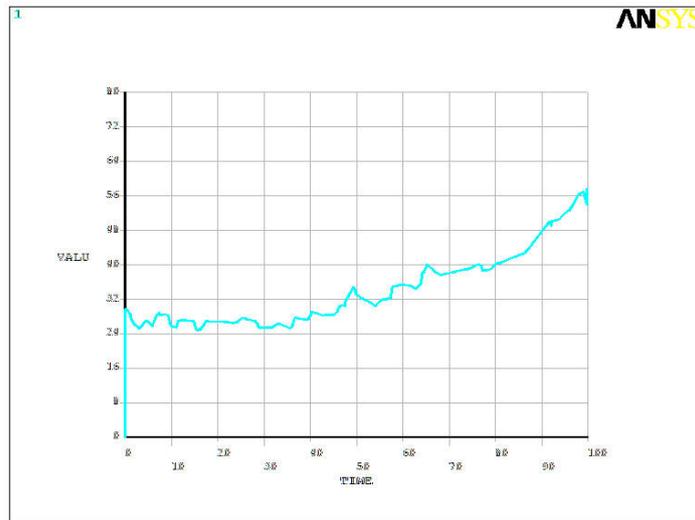
Anexo 3. Translação femoral antero-posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



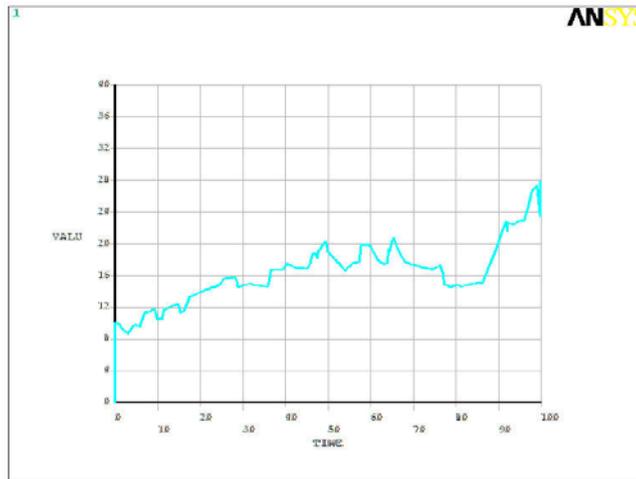
Anexo 4. Translação femoral proximal/distal em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



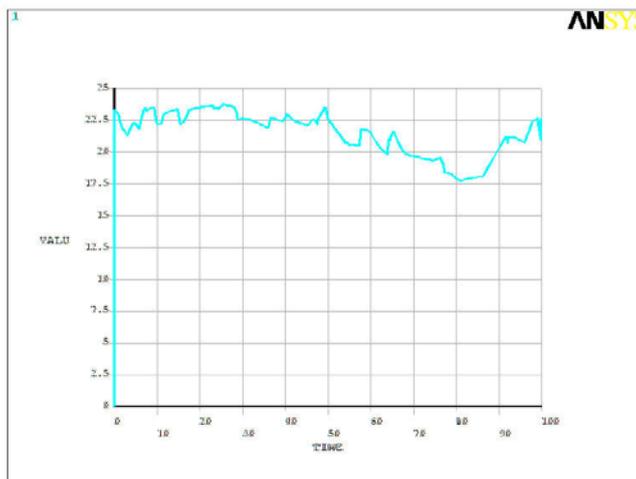
Anexo 5. Translação femoral lateral/medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



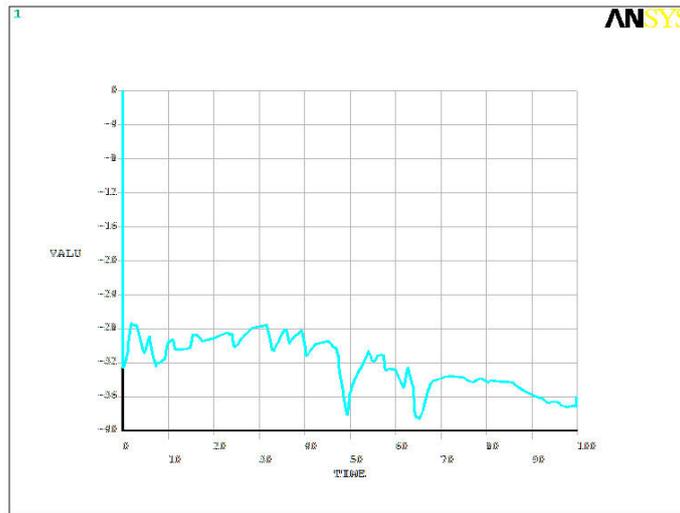
Anexo 6. Força em x no elemento-1 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



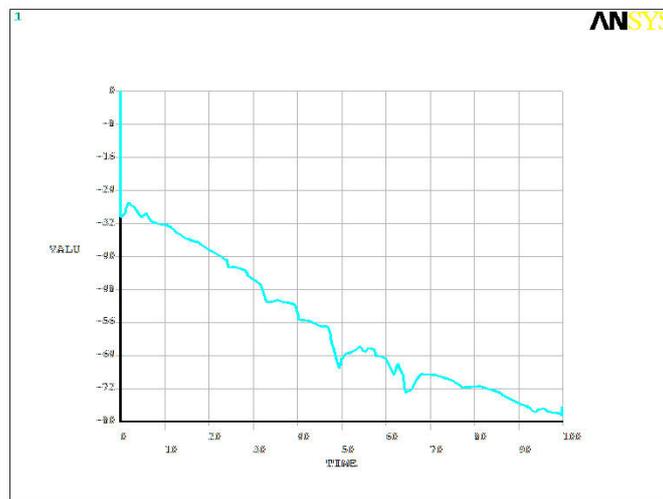
Anexo 7. Força em x no elemento-2 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



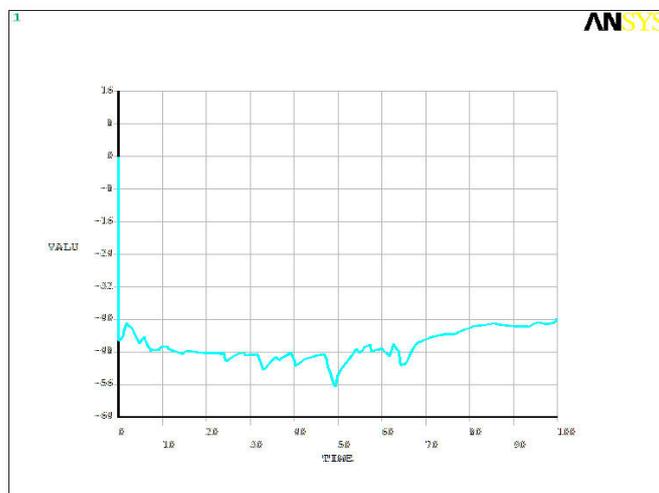
Anexo 8. Força em x no elemento-3 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



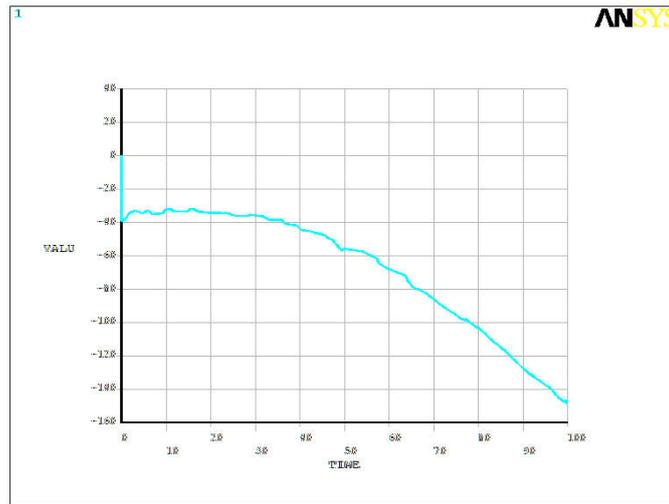
Anexo 9. Força em y no elemento-1 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



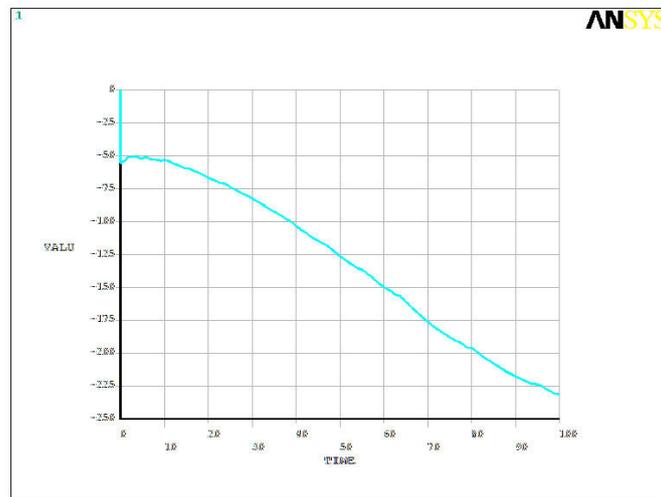
Anexo 10. Força em y no elemento-2 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



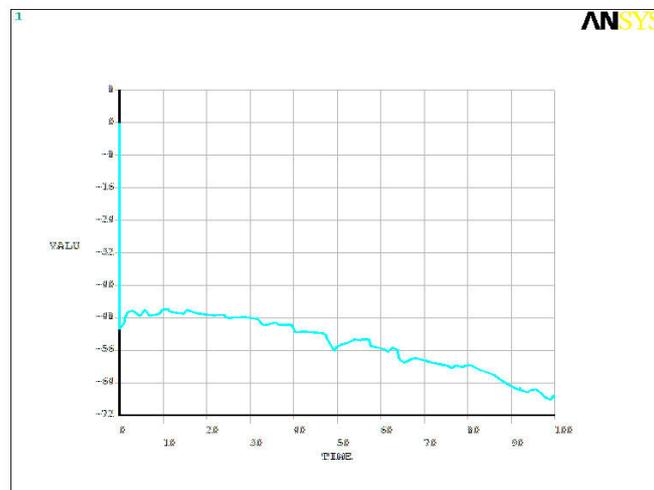
Anexo 11. Força em y no elemento-3 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



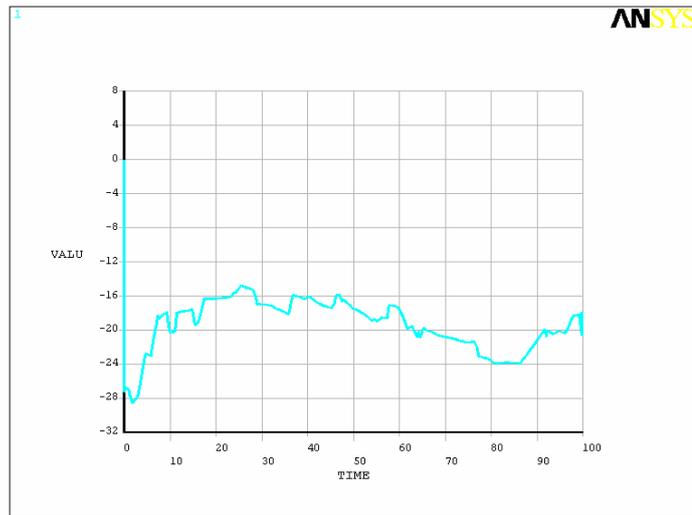
Anexo 12. Força em z no elemento-1 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



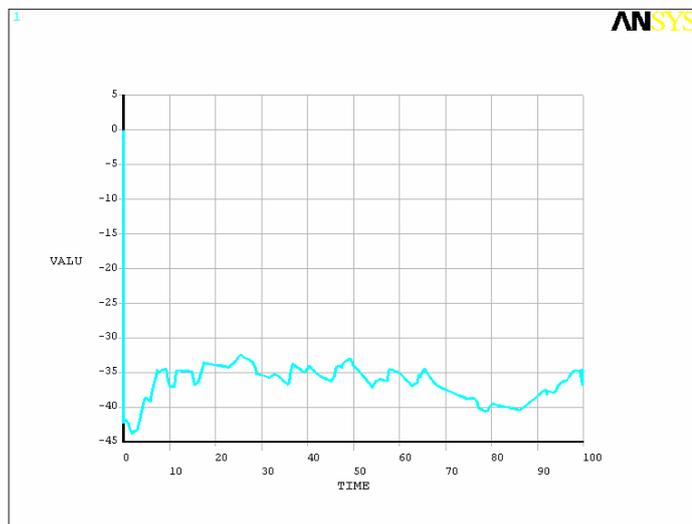
Anexo 13. Força em z no elemento-2 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



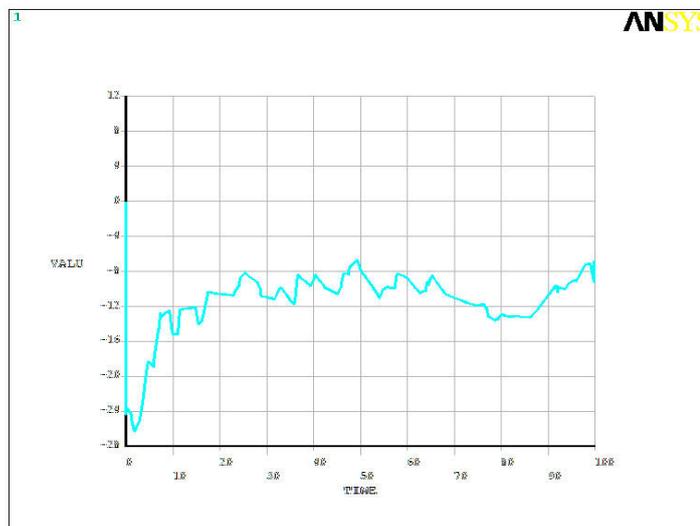
Anexo 14. Força em z no elemento-3 do ligamento cruzado anterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



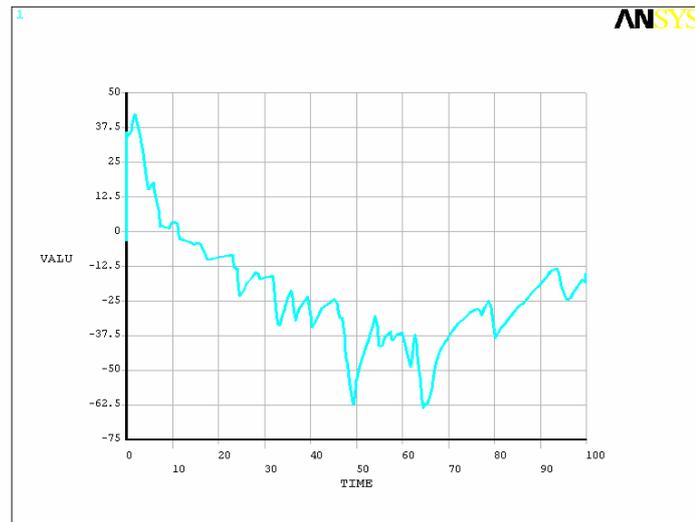
Anexo 15. Força em x no elemento-1 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



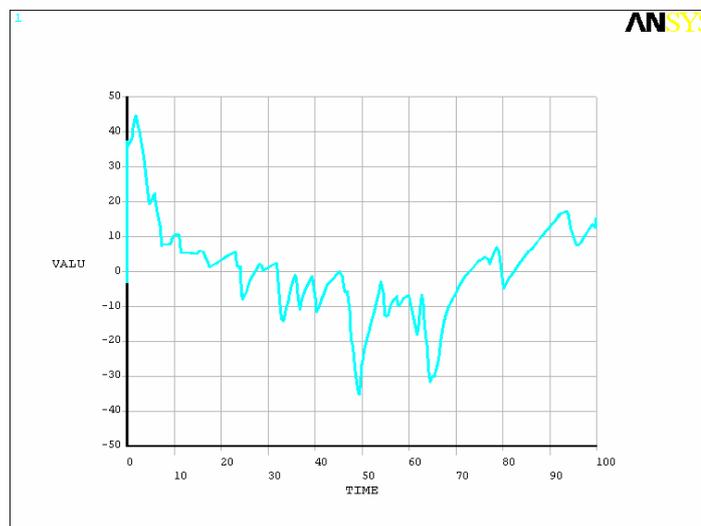
Anexo 16. Força em x no elemento-2 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



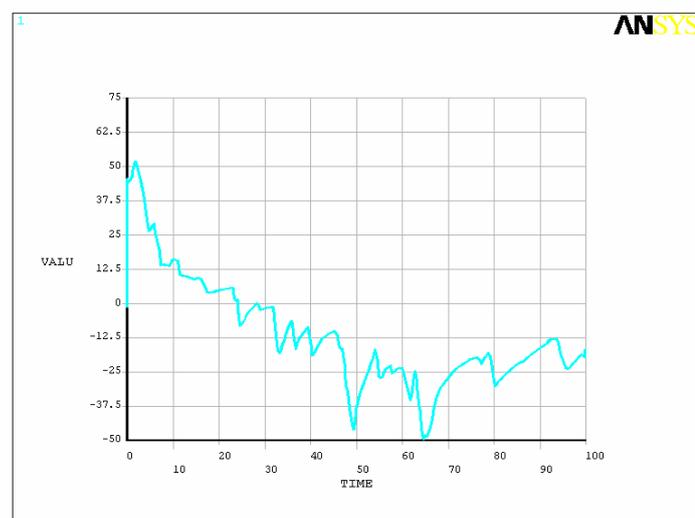
Anexo 17. Força em x no elemento-3 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



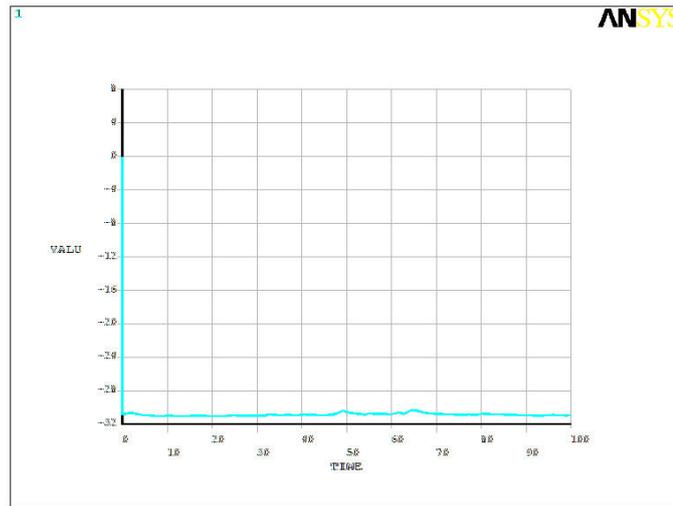
Anexo 18. Força em y no elemento-1 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



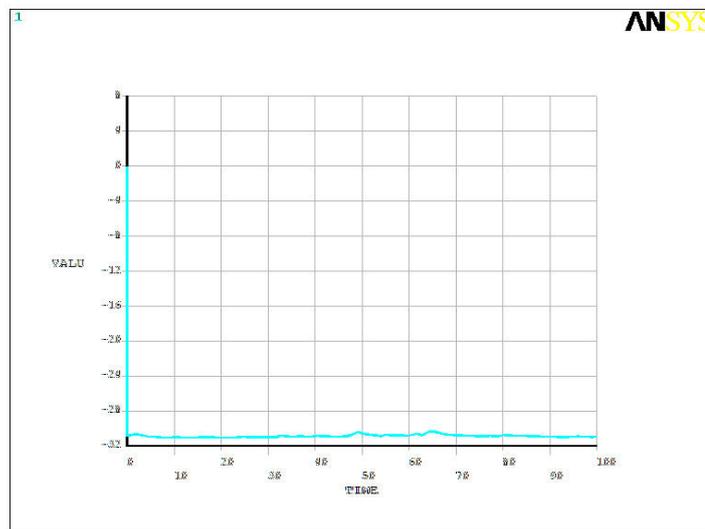
Anexo 19. Força em y no elemento-2 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



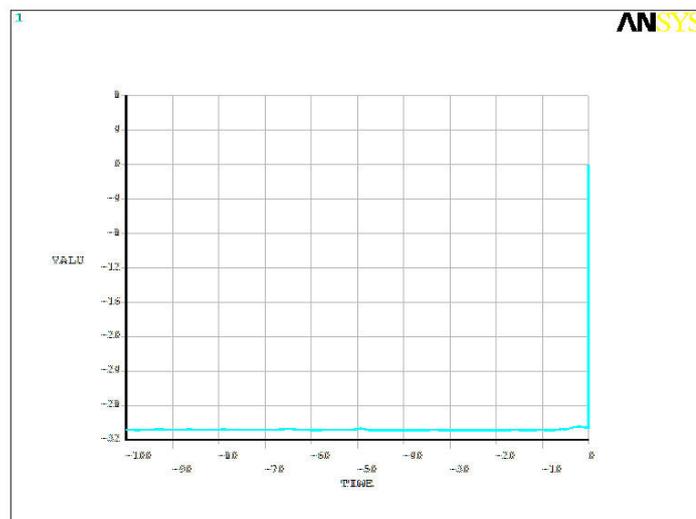
Anexo 20. Força em y no elemento-3 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



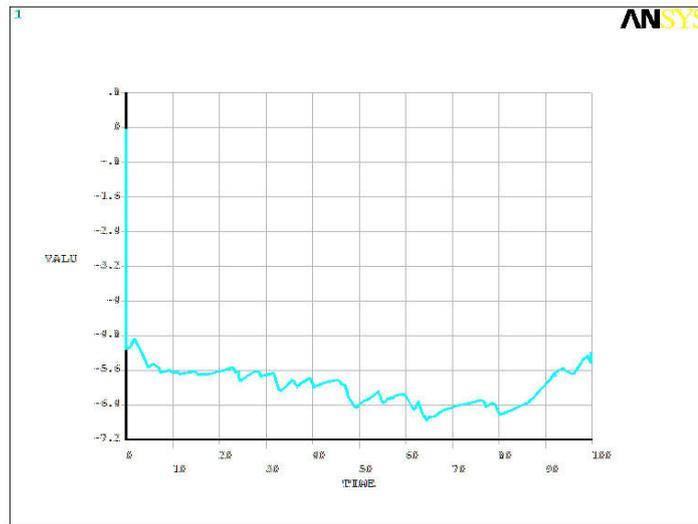
Anexo 21. Força em z no elemento-1 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



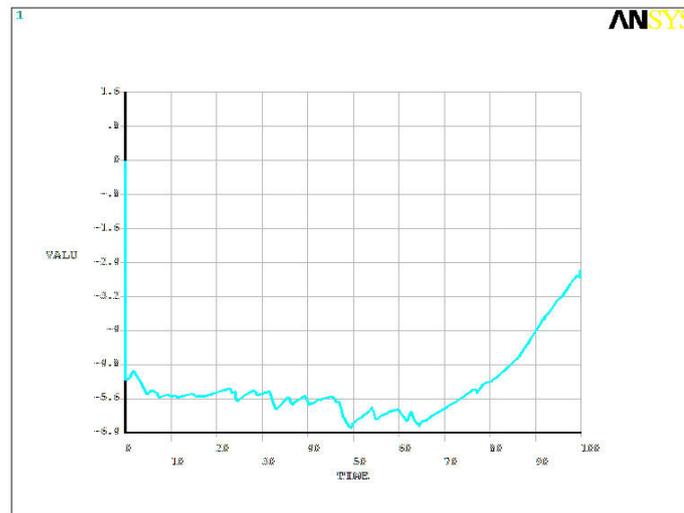
Anexo 22. Força em z no elemento-2 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



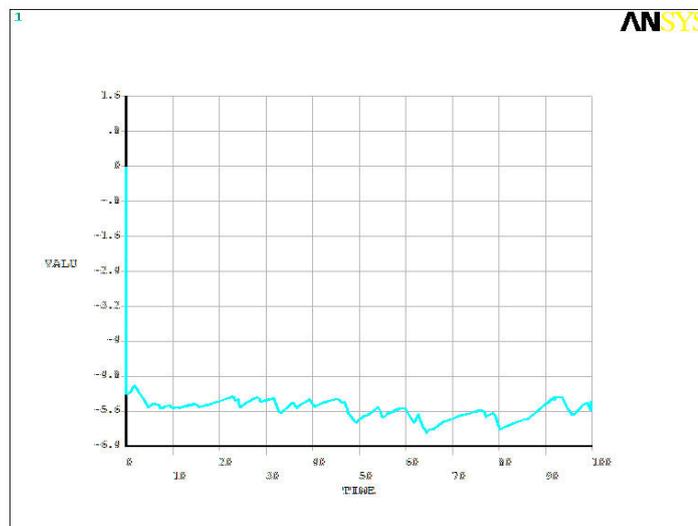
Anexo 23. Força em z no elemento-3 do ligamento colateral lateral em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



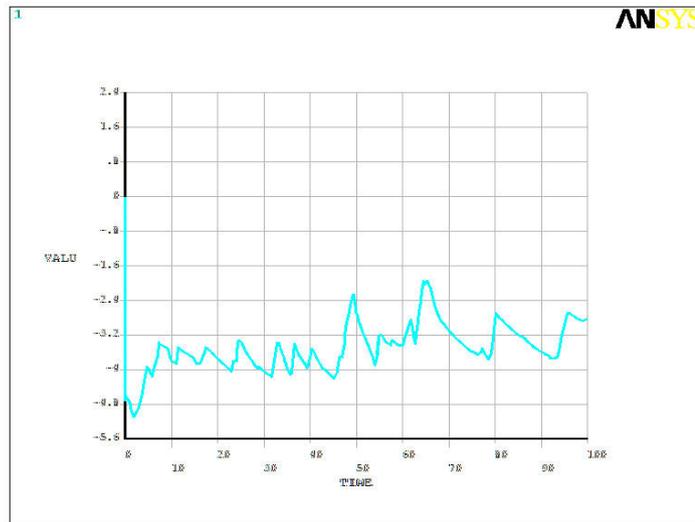
Anexo 24. Força em x no elemento-1 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



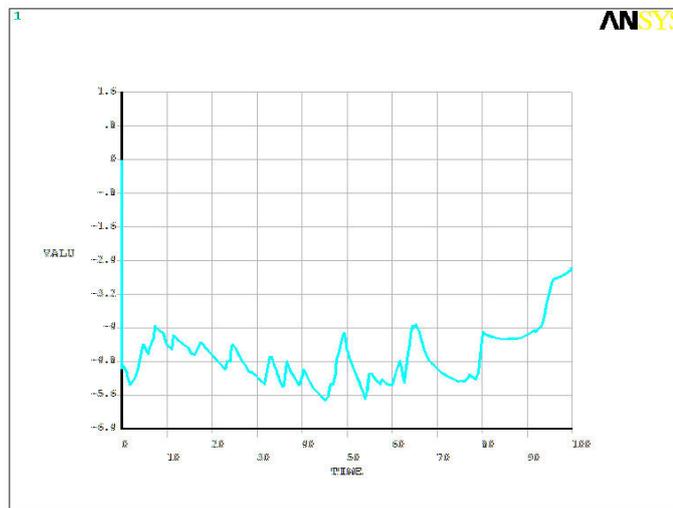
Anexo 25. Força em x no elemento-2 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



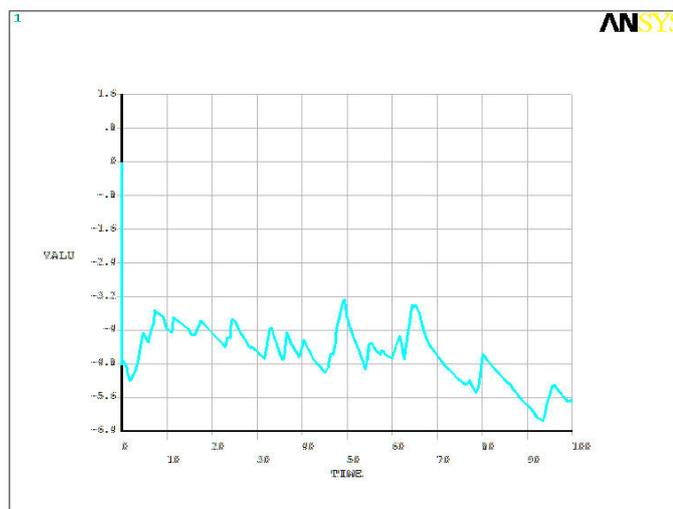
Anexo 26. Força em x no elemento-3 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



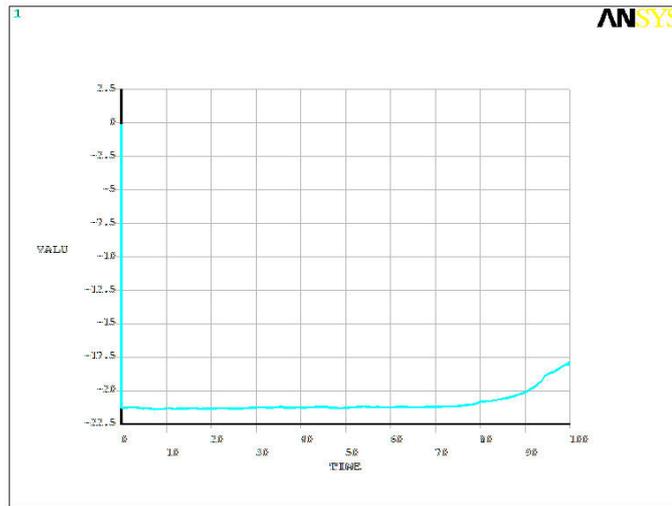
Anexo 27. Força em y no elemento-1 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



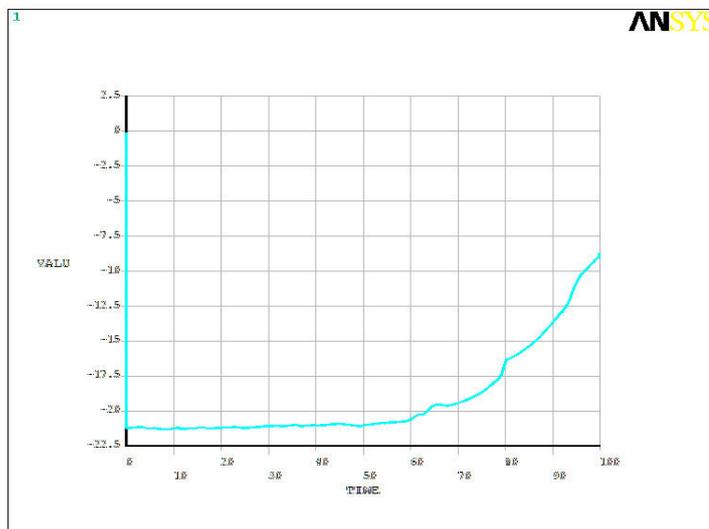
Anexo 28. Força em y no elemento-2 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



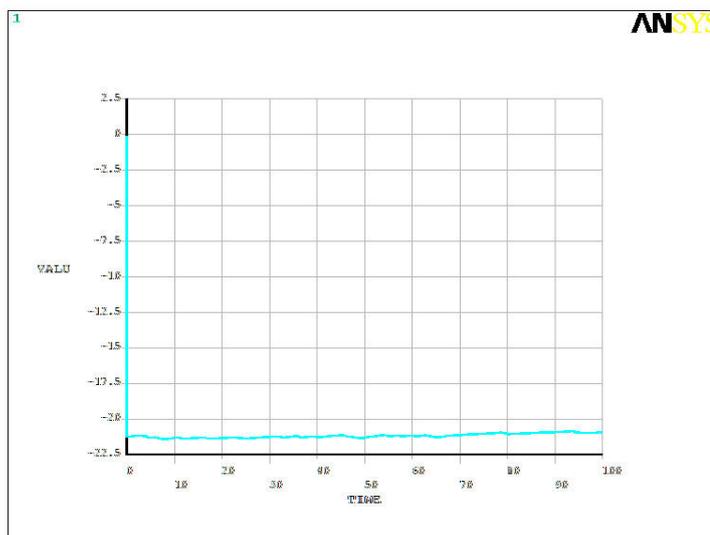
Anexo 29. Força em y no elemento-3 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



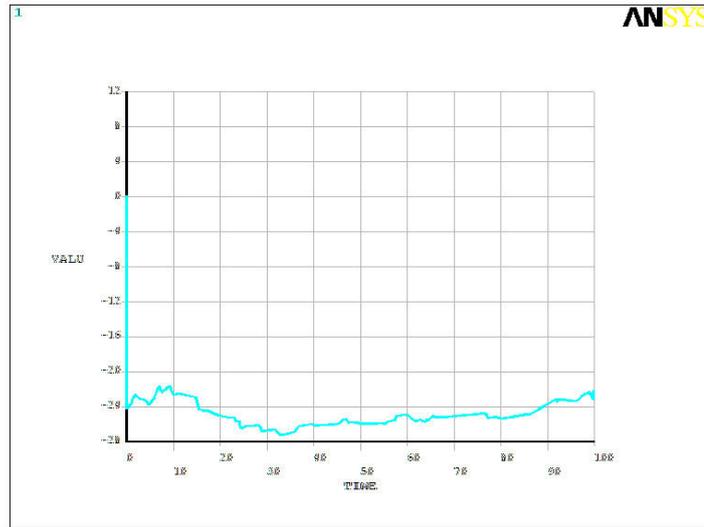
Anexo 30. Força em z no elemento-1 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



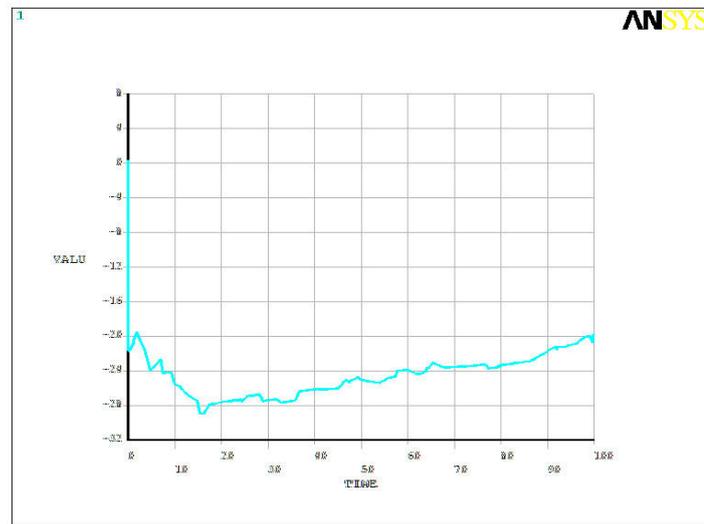
Anexo 31. Força em z no elemento-2 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



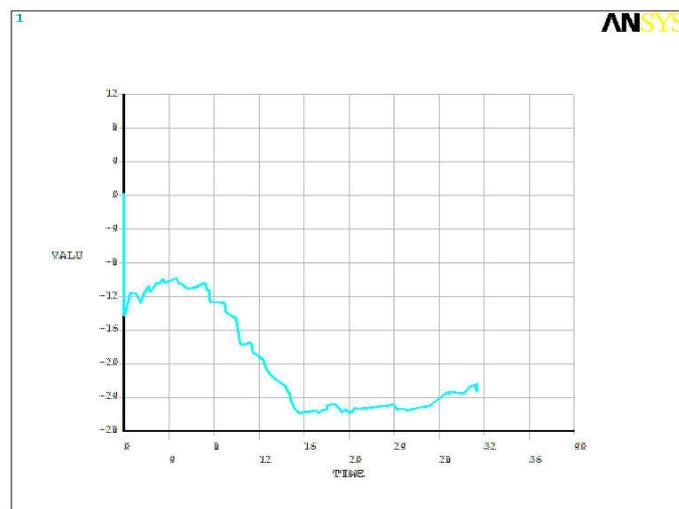
Anexo 32. Força em z no elemento-3 do ligamento colateral medial em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



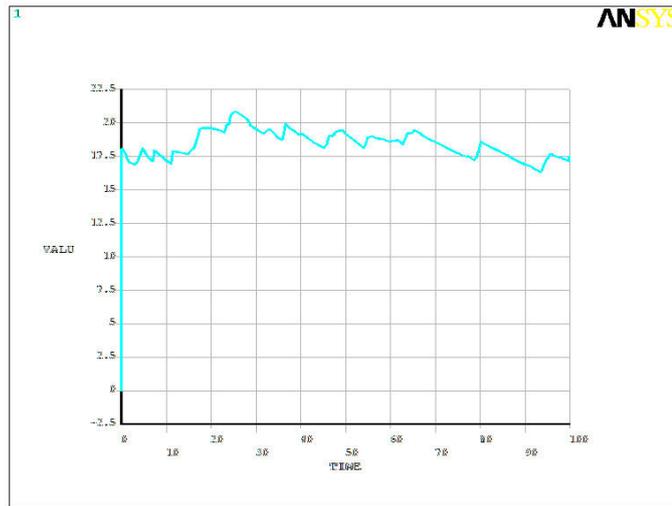
Anexo 33. Força em x no elemento-1 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



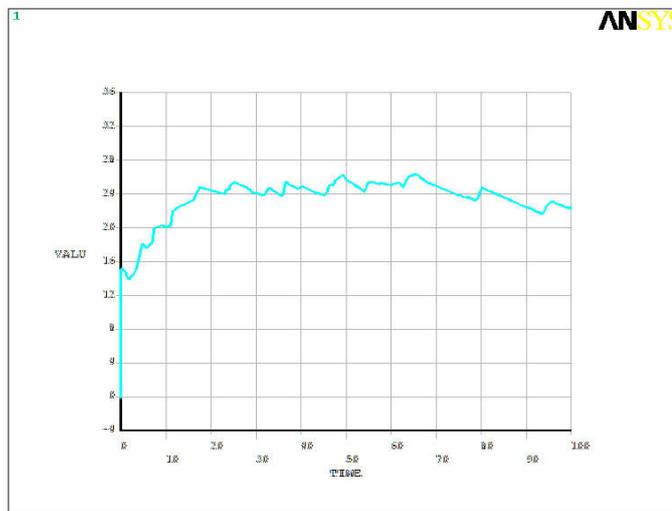
Anexo 34. Força em x no elemento-2 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



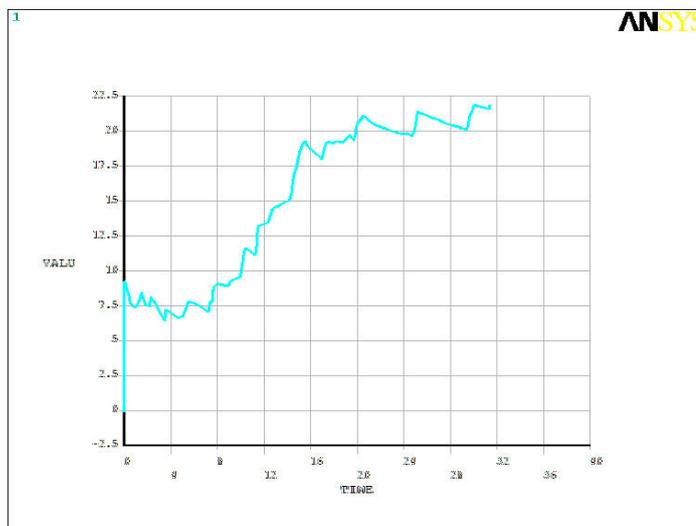
Anexo 35. Força em x no elemento-3 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



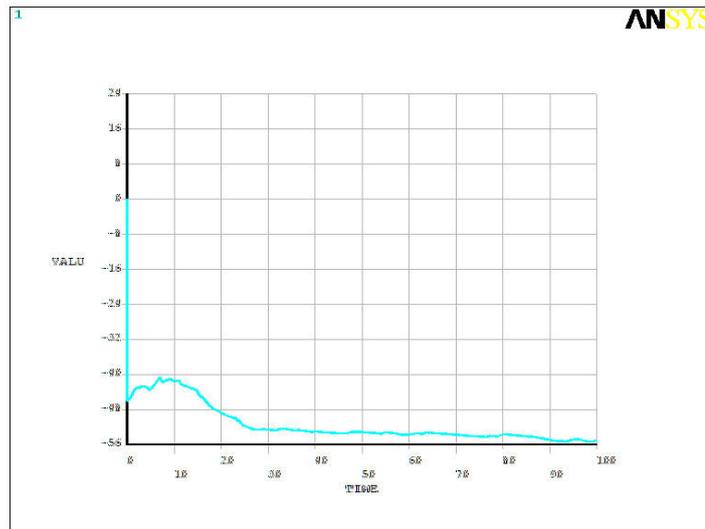
Anexo 36. Força em y no elemento-1 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



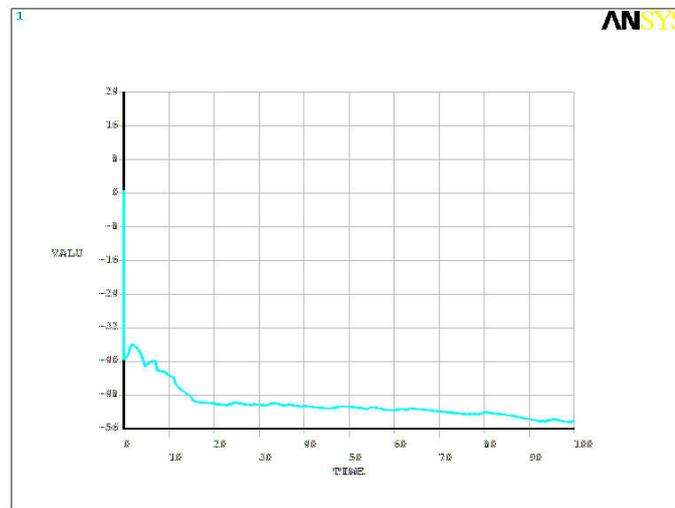
Anexo 37. Força em y no elemento-2 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



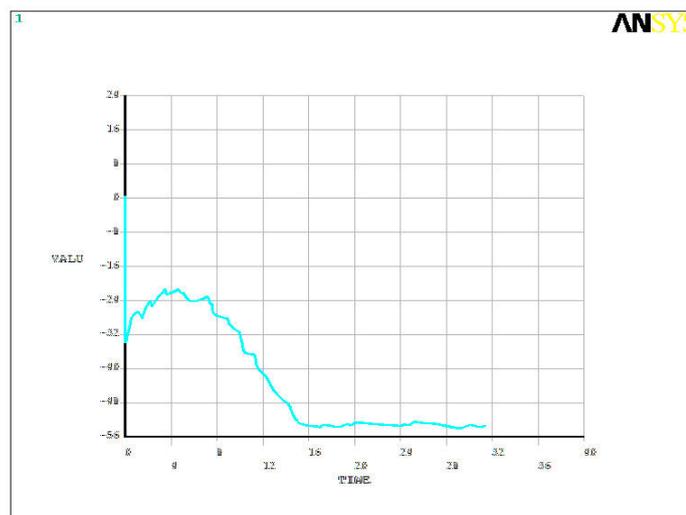
Anexo 38. Força em y no elemento-3 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



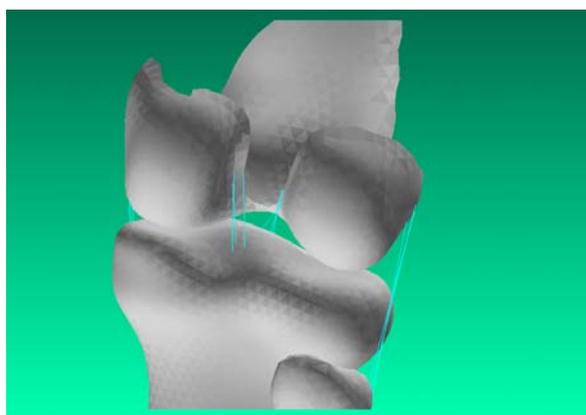
Anexo 39. Força em z no elemento-1 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



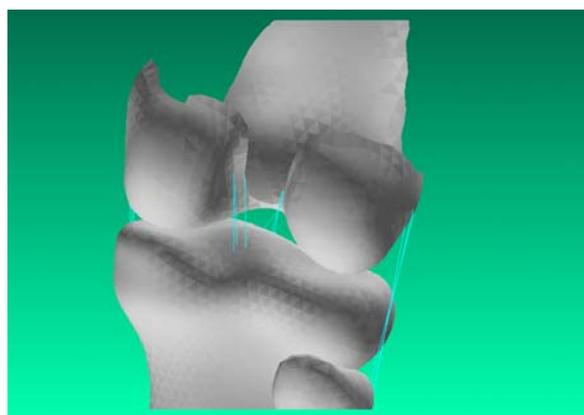
Anexo 40. Força em z no elemento-2 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



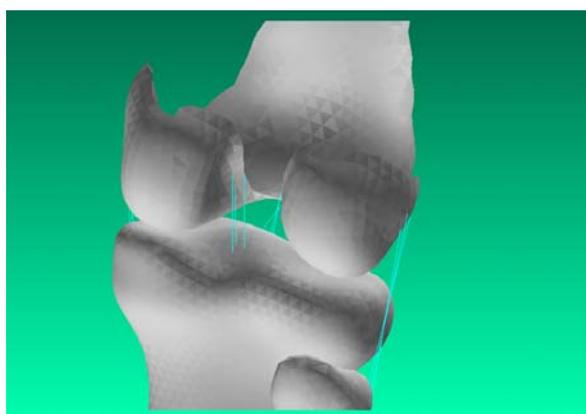
Anexo 41. Força em z no elemento-3 do ligamento cruzado posterior em relação ao ângulo de flexão, com pré-carregamento-1.



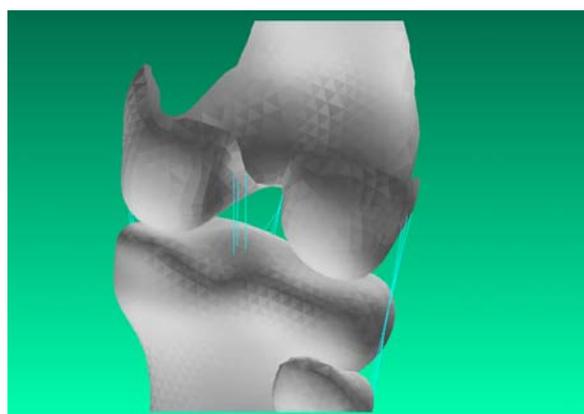
0°



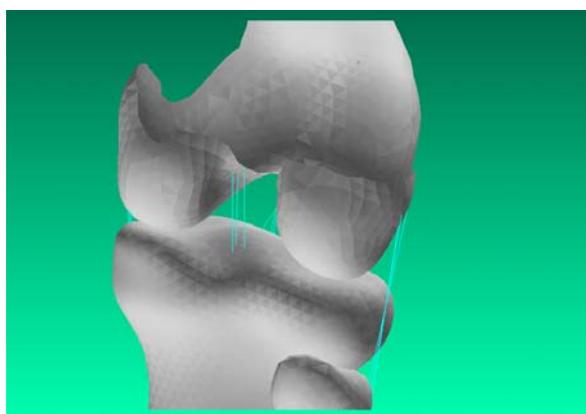
15°



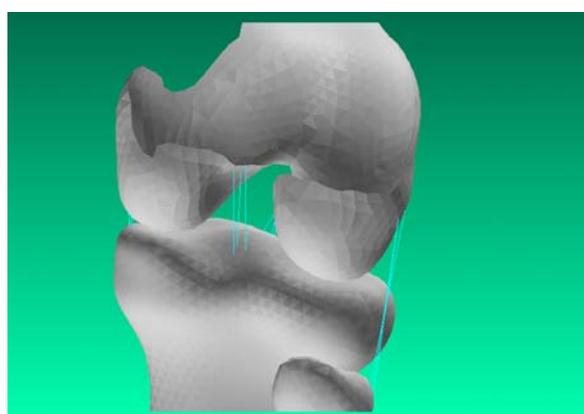
30°



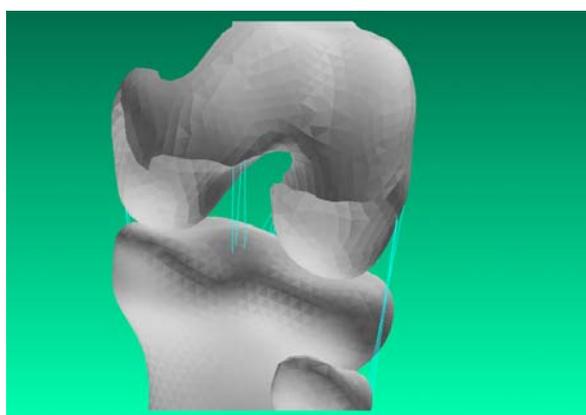
40°



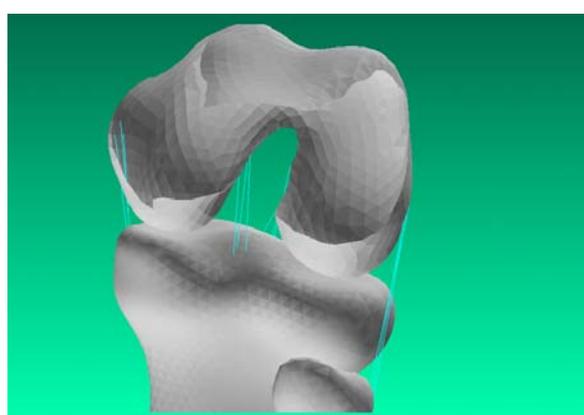
50°



60°



75°



100°

Anexo 42. Representação da flexão femoral do modelo, vista isométrica posterior.