



Mário Miguel Ribeiro Fernandes

Medida da Deformação do Ligamento Cruzado Anterior

Tese

Mestrado em Engenharia Biomédica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Porto, Julho de 2013

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Mário Miguel Ribeiro Fernandes

Licenciado em Engenharia Biomédica pela Escola Superior de Estudos Industriais e de Gestão (2011)

Medida da Deformação do Ligamento Cruzado Anterior

Tese realizada sob a orientação de:

Prof. Doutor Rui Jorge Sousa Costa de Miranda Guedes (orientador)

Prof. Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz (co-orientador)

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Dissertação realizada com o apoio:



- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Agradecimentos

Aos Professores Orientadores Rui Miranda Guedes e Mário Vaz assim como ao Médico Ortopedista Miguel Marta por todo o acompanhamento e disponibilidade demonstrada durante toda a realização do trabalho.

À Delegação do Norte do Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses, na pessoa do Prof. Doutor Agostinho Santos pela permissão e ajuda nas medições das deformações em cadáveres. Não posso esquecer também toda a simpatia, ajuda e acompanhamento da Doutora Liliana e do Doutor Bruno Correia.

À Doutora Dulce Madeira pela amabilidade, disponibilidade e permissão para o registo fotográfico de modelos de joelhos cadavéricos no Teatro Anatómico do Hospital de São João.

À Engenheira Viviana Pinto por toda ajuda na realização dos ensaios mecânicos.

Ao Professor Marco Parente por toda a ajuda no manuseamento do Abaqus®.

Ao Engenheiro Nuno Viriato por toda a disponibilidade e ajuda.

À Técnica Radiologista Ana Leal pela ajuda na obtenção de imagens de ressonância magnética.

Ao Engenheiro e amigo Nuno Leal por toda a disponibilidade e ajuda no manuseamento do Mimics e do 3-Matic®.

Aos meus amigos João Fonseca e Tiago Marques por toda a ajuda e paciência nas instruções e manuseamento do SolidWorks®.

A todos os meus amigos que de certa forma me apoiaram e incentivaram para que este trabalho fosse realizado. E, por último, mas não menos importante, aos meus pais, irmãos e namorada por todo o apoio, carinho e paciência sempre demonstrados.

A todos, o meu sincero agradecimento.

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Resumo

O joelho é uma das articulações mais complexas do corpo humano e de extrema importância na locomoção. Por estar sujeito a cargas muito elevadas, o risco de rutura dos ligamentos é muito elevado, especialmente a rutura do ligamento cruzado anterior. Quando ocorre a rutura deste ligamento coloca-se a necessidade de intervir cirurgicamente para restaurar as funções do ligamento.

O recurso a um ligamento artificial que permita a recuperação do ligamento natural e que depois seja reabsorvido pelo organismo depois de cumprida a sua função é uma solução atrativa que tem vindo a ser explorada. Para obter uma caracterização realista e fiável do ligamento artificial é necessário conhecer em detalhe as forças e deformações a que o ligamento cruzado anterior está sujeito durante os movimentos da articulação do joelho.

O presente trabalho pretende dar um contributo para esse conhecimento. Para tal, foi construído um modelo tridimensional de um joelho de forma a simular a biomecânica do joelho humano através do método dos elementos finitos. Ensaios de tração em ligamentos cruzados anteriores também foram realizados para obter algumas das suas propriedades mecânicas.

Palavras-chave: joelho, ligamento cruzado anterior, deformações, método dos elementos finitos, ensaios de tração.

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Abstract

The knee joint is one of the most complex joints of the human body and is mandatory in mobility. This joint is under high loads, consequently the risk of ligament rupture is very high, especially in the anterior cruciate ligament. When the rupture of this ligament occurs, there is a necessity to perform a surgical intervention to restore the functions of the ligament.

The use of an artificial ligament that allows the recovery of the original ligament and then gradually reabsorbed by the human organism appears to be a viable solution. In order to improve the artificial ligament characterization it is essential to study in detail the forces and strains that the anterior cruciate ligament is exposed during the movements of the knee joint.

This dissertation aims to contribute to this knowledge. To this end, it was built a knee's three-dimensional model to simulate the biomechanics of the human knee through the finite element method. Tensile testing in anterior cruciate ligaments were also conducted to obtain some of its mechanical properties.

Keywords: knee, anterior cruciate ligament, strains, finite element method, tensile testing.

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Índice

AGRADECIMENTOS.....	V
RESUMO	VII
ABSTRACT	IX
ÍNDICE	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XV
ÍNDICE DE TABELAS	XXI
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	XXIII
ÍNDICE DE SÍMBOLOS	XXV
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
1.1. ENQUADRAMENTO	3
1.2. OBJETIVO	3
1.3. ESTRUTURA.....	4
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. TERMINOLOGIA E PLANOS DO CORPO HUMANO.....	7
2.1.1. Termos Descritivos ou de Referência.....	7
2.1.2. Termos Descritivos ou de Referência.....	8
2.2. JOELHO HUMANO	9
2.2.1. Osteologia.....	9
2.2.2. Artrologia.....	13
2.2.3. Cinemática do Joelho Humano	16
2.2.4. Forças e estabilidade da articulação do joelho	19
2.3. LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA).....	20
2.3.1. Embriologia	20
2.3.2. Anatomia	21
2.3.3. Microanatomia.....	24
2.3.4. Vascularização.....	26

2.3.5.	<i>Inervação</i>	27
2.3.6.	<i>Função Biomecânica</i>	28
2.3.7.	<i>Propriedades Mecânicas</i>	29
2.3.8.	<i>Deformação</i>	30
2.3.9.	<i>Forças in situ</i>	41
2.3.10.	<i>Ensaio de Tração</i>	43
2.3.11.	<i>Lesão</i>	47
2.3.12.	<i>Diagnóstico da lesão</i>	50
2.3.13.	<i>Reconstrução</i>	51
2.4.	MÉTODOS DE IMAGIOLOGIA MÉDICA	66
2.4.1.	<i>Ressonância Magnética</i>	66
2.4.2.	<i>Tomografia Axial Computadorizada</i>	72
2.5.	AVALIAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES	75
2.5.1.	<i>Técnicas para simulação das deformações</i>	75
2.5.2.	<i>Técnicas para medição das deformações</i>	76
CAPÍTULO III – DEFORMAÇÕES DO LCA		80
3.1.	DIMENSÕES DO LCA	82
3.2.	SIMULAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES DO LCA	85
3.2.1.	<i>Caraterização da geometria do LCA</i>	85
3.2.2.	<i>Alterações no modelo 3D</i>	90
3.2.3.	<i>Simulação das Deformações do LCA</i>	91
3.3.	ENSAIO DE TRAÇÃO AO LCA	106
3.3.1.	<i>Materiais e Métodos</i>	106
3.3.2.	<i>Resultados</i>	110
CAPÍTULO IV – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS		121
4.1.	CONCLUSÕES	123
4.2.	PERSPETIVAS FUTURAS	125
FONTES DE INFORMAÇÃO		127

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127
ANEXOS	1
ANEXO A: AUTO DE COLHEITA	3

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Índice de Figuras

FIGURA 1 – TERMOS DESCRITIVOS OU DE REFERÊNCIA.....	7
FIGURA 2 – PLANOS DE CORTE DO CORPO	8
FIGURA 3 – FÉMUR.....	10
FIGURA 4 – PATELA	11
FIGURA 5 – VISTA ANTERIOR DA TÍBIA E PERÓPIO DIREITOS	12
FIGURA 6 – FACE ARTICULAR PROXIMAL DA TÍBIA DIREITA.....	12
FIGURA 7 – MEMBRANA SINOVIAL DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO E BOLSAS ASSOCIADAS	14
FIGURA 8 – MEMBRANA FIBROSA DA CÁPSULA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	15
FIGURA 9 – VISTA ANTERIOR DO JOELHO FLETIDO	15
FIGURA 10 – NOMENCLATURA DOS SEIS GRAUS DE LIBERDADE DO JOELHO	17
FIGURA 11 – AMPLITUDES DE MOVIMENTO DO JOELHO DURANTE UM CICLO DE MARCHA	18
FIGURA 12 – FORÇA AXIAL EXERCIDA PELO FÉMUR SOBRE O PRATO TIBIAL.....	19
FIGURA 13 –10ª SEMANA GESTAÇÃO DO LCA FETAL.....	21
FIGURA 14 – TAMANHO E VARIAÇÃO DA ÁREA DE SECÇÃO DO LCA	22
FIGURA 15 – DISTINÇÃO DOS DOIS PRINCIPAIS FEIXES DO LCA: AM E PL	23
FIGURA 16 – ESTRUTURA HIERÁRQUICA DE UM LIGAMENTO	25
FIGURA 17 – VASCULARIZAÇÃO DO JOELHO	26
FIGURA 18 – VASCULARIZAÇÃO DO LCA.....	27
FIGURA 19 – BIOMECÂNICA DO LCA.....	29
FIGURA 20 – COLOCAÇÃO DO DVRT	31
FIGURA 21 – RESPOSTA DA DEFORMAÇÃO DO LCA ÀS FORÇAS DE CORTE	32
FIGURA 22 – RESPOSTA DA DEFORMAÇÃO DO LCA À TORÇÃO E AOS MOMENTOS VARO-VALGO.....	32
FIGURA 23 – VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO DO LCA EM DIFERENTES ÂNGULOS DE FLEXÃO DO JOELHO E COM A CONTRAÇÃO DE DIFERENTES MÚSCULOS.....	33
FIGURA 24 – VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO DO LCA DURANTE A EXTENSÃO E FLEXÃO.....	34
FIGURA 25 – VALORES MÉDIOS DA DEFORMAÇÃO DO LCA DURANTE A EXTENSÃO E FLEXÃO EM INDIVÍDUOS DE CÓCORAS.....	34

FIGURA 26 – FLEXÃO DO JOELHO, COMPRIMENTO DO LCA E FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE O MOVIMENTO DE FINAL DE SALTO.....	35
FIGURA 27 – FLEXÃO DO JOELHO, COMPRIMENTO DO LCA E FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE O MOVIMENTO DE APOIO E BALANÇO DA MARCHA	36
FIGURA 28 – VALORES DE DEFORMAÇÃO DO LCA SEM NENHUMA TORÇÃO EXTERNA APLICADA	37
FIGURA 29 – VALORES DE DEFORMAÇÃO DO LCA COM APLICAÇÃO DE UMA TORÇÃO INTERNA À TÍBIA	38
FIGURA 30 – VALORES DE DEFORMAÇÃO DO LCA COM APLICAÇÃO DE UMA TORÇÃO EXTERNA À TÍBIA	38
FIGURA 31 – DEFORMAÇÃO DO LCA NO MOMENTO FINAL DE SALTO.....	39
FIGURA 32 – DEFORMAÇÃO DO LCA DURANTE A CORRIDA E DURANTE MOVIMENTOS DE MUDANÇAS BRUSCAS DE DIREÇÃO.....	40
FIGURA 33 – FORÇAS <i>IN SITU</i> NO LCA COM APLICAÇÃO DE CARGAS MUSCULARES EM VÁRIOS ÂNGULOS DE FLEXÃO DO JOELHO..	41
FIGURA 34 – FORÇAS <i>IN SITU</i> NO LCA COM APLICAÇÃO DE CARGAS MUSCULARES EM VÁRIOS ÂNGULOS DE FLEXÃO DO JOELHO..	42
FIGURA 35 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO	44
FIGURA 36 – GRÁFICO CARGA VS DESLOCAMENTO ACOMPANHADO POR IMAGENS QUE DEMONSTRAM A FALHA DAS FIBRAS QUE CONSTITUEM O LCA	46
FIGURA 37 – TÉCNICA DE GROVES.....	52
FIGURA 38 – TÉCNICA DE CAMPBELL.....	53
FIGURA 39 – TÉCNICA DE LINDEMAN	54
FIGURA 40 – TÉCNICA DE KENETH-JONES.....	54
FIGURA 41 – TÉCNICA DE BRUCKNER	55
FIGURA 42 – TÉCNICA DE FRANKE E DEJOUR	55
FIGURA 43 – TÉCNICA DE MACINTOSH	56
FIGURA 44 – TÉCNICA DE ERIKSON	57
FIGURA 45 – TÉCNICA DE INSALL	57
FIGURA 46 – TÉCNICA DE CLANCY	58
FIGURA 47 – TÉCNICA DE ZARICZNYI	59
FIGURA 48 – TÉCNICA DE BLAUTH	59
FIGURA 49 – TÉCNICA UNI-TÚNEL	60
FIGURA 50 – VISTA ANTERIOR DA MEMBRANA FIBROSA DA CÁPSULA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	63
FIGURA 51 – LIGAMENTOS COLATERAIS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO. A. VISTA LATERAL. B. VISTA MEDIAL.....	64

FIGURA 52 – (A) O MOMENTO MAGNÉTICO É MOVIDO DA POSIÇÃO DE EQUILÍBRIO POR OUTRO CAMPO MAGNÉTICO; (B) PRECESSÃO SOBRE A DIRECÇÃO EXTERNA DO CAMPO COM UMA ALTA FREQUÊNCIA ANGULAR QUE É PROPORCIONAL À FORÇA DO CAMPO.	68
FIGURA 53 – COMPONENTES BÁSICOS DE UM SISTEMA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	70
FIGURA 54 – DESENHO ESQUEMÁTICO DE UMA INSTALAÇÃO TÍPICA DO EQUIPAMENTO DA TAC	72
FIGURA 55 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UMA MÁQUINA DE TAC.....	73
FIGURA 56 – PROCESSO DE RECONSTRUÇÃO DIGITAL DE IMAGENS DE TAC	74
FIGURA 57 – IMAGEM OBTIDA POR TAC.....	74
FIGURA 58 – PROCESSO DE RECONSTRUÇÃO 3D DE UMA IMAGEM MÉDICA	75
FIGURA 59 – REGISTO POR DIC DA DEFORMAÇÃO DE UM PADRÃO DE MANCHAS DURANTE UMA CARGA.....	77
FIGURA 60 – MODELOS CADAVERÍCOS DE JOELHO HUMANO	82
FIGURA 61 – MEDIÇÕES EM MODELOS CADAVERÍCOS DE JOELHO HUMANO	83
FIGURA 62 – IMAGENS MÉDICAS: A) RM; B) TAC.	86
FIGURA 63 – IMAGENS DE RM: A) PLANO SAGITAL; B) PLANO FRONTAL; C) PLANO TRANSVERSAL	87
FIGURA 64 – IMAGENS DE RM: A) IMAGEM COM 250 FATIAS; B) IMAGEM COM 19 FATIAS	87
FIGURA 65 – SELEÇÃO DO LCA	88
FIGURA 66 – RECONSTRUÇÃO 3D DO LCA.....	88
FIGURA 67 – RECONSTRUÇÃO 3D DA TÍBIA, FÉMUR E PATELA	89
FIGURA 68 – MODELOS 3D DO JOELHO SEM E COM <i>SMOOTH</i>	91
FIGURA 69 – PROCESSO PARA CARATERIZAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES DO LCA.....	92
FIGURA 70 – VISTA ANTERIOR E POSTERIOR DO MODELO 3D DO FÉMUR	93
FIGURA 71 – VISTA ANTERIOR E POSTERIOR DO MODELO 3D DA TÍBIA	93
FIGURA 72 – VISTA ANTERIOR E POSTERIOR DO MODELO 3D DO LCA.....	94
FIGURA 73 – MODELOS 3D DOS MENISCOS.....	94
FIGURA 74 – PROCESSO DE GERAÇÃO DA MALHA.....	95
FIGURA 75 – MONTAGEM DAS DIFERENTES PARTES QUE CONSTITUEM O MODELO 3D DO JOELHO.....	96
FIGURA 76 – <i>TiE</i> ENTRE LCA E FÉMUR E ENTRE O LCA E TÍBIA.....	97
FIGURA 77 – INTERACÇÃO SUPERFÍCIE-SUPERFÍCIE ENTRE O FÉMUR E OS MENISCOS	98
FIGURA 78 – <i>TiE</i> ENTRE OS MENISCOS E A TÍBIA.....	98

FIGURA 79 – CORPO RÍGIDO E CRIAÇÃO DO PONTO DE REFERÊNCIA	98
FIGURA 80 – APLICAÇÃO DO MOMENTO NO PONTO DE REFERÊNCIA	99
FIGURA 81 – APLICAÇÃO DA CARGA CORRESPONDENTE AO PESO NO PONTO DE REFERÊNCIA	99
FIGURA 82 – ENCASTRAMENTO DO MODELO 3D NA TÍBIA	100
FIGURA 83 – RESTRIÇÃO DO MOVIMENTO DO FÉMUR.....	100
FIGURA 84 – ÂNGULO DE FLEXÃO DO JOELHO	101
FIGURA 85 – MOVIMENTO DE FLEXÃO DO MODELO 3D DO JOELHO HUMANO	102
FIGURA 86 – DEFORMADA PARA DIFERENTES ÂNGULOS DE FLEXÃO DO JOELHO.....	102
FIGURA 87 – ILUSTRAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES PARA DIFERENTES ÂNGULOS DE FLEXÃO DO JOELHO	103
FIGURA 88 – GRÁFICO DEFORMAÇÃO VS ÂNGULO DE FLEXÃO	104
FIGURA 89 – GRÁFICO DEFORMAÇÃO VS ÂNGULO DE FLEXÃO	105
FIGURA 90 – REMOÇÃO DA PELE QUE CIRCUNDA A PARTE ANTERIOR DO JOELHO.....	106
FIGURA 91 – SEPARAÇÃO DO TENDÃO PATELAR DA SUA INSERÇÃO ÓSSEA NA TÍBIA	107
FIGURA 92 – REMOÇÃO DO TECIDO ADIPOSEO PRESENTE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	107
FIGURA 93 – EXPOSIÇÃO DO LCA NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	108
FIGURA 94 – AMARRAÇÃO DO LIGAMENTO À MÁQUINA UNIVERSAL	108
FIGURA 95 – APLICAÇÃO DO <i>TONER</i> NO LCA E MONTAGEM DO EQUIPAMENTO DE CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGEM	109
FIGURA 96 – CICLOS DE DESLOCAMENTO IMPOSTOS PARA ENSAIAR OS LIGAMENTOS	110
FIGURA 97 – A) IMAGEM CAPTADA NO INÍCIO DO ENSAIO; B) IMAGEM CAPTADA DEPOIS DO INÍCIO DO ENSAIO.	111
FIGURA 98 – GRÁFICO DESLOCAMENTO VS TEMPO PARA O LCA1	111
FIGURA 99 – GRÁFICO CARGA VS TEMPO DO LCA2	112
FIGURA 100 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO DO PRIMEIRO ENSAIO DO LCA1	113
FIGURA 101 – LCA1_ENSAIO 2_CICLO1. GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO.....	113
FIGURA 102 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO DO LCA2	114
FIGURA 103 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO LINEAR DO PRIMEIRO ENSAIO DO LCA1.....	115
FIGURA 104 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO LINEAR DO SEGUNDO ENSAIO DO LCA1	115
FIGURA 105 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO LINEAR DO PRIMEIRO ENSAIO DO LCA1.....	116
FIGURA 106 – GRÁFICO CARGA VS TEMPO DO LCA2 PARA O CICLO 7	117

FIGURA 107 – LCA2 APÓS FINALIZAÇÃO DO ENSAIO	118
FIGURA 108 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO DO LCA2 PARA O CICLO 7	118
FIGURA 109 – GRÁFICO TENSÃO VS DEFORMAÇÃO LINEAR DO LCA2 PARA O CICLO 7	119

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Índice de Tabelas

TABELA 1 – AMPLITUDE DE MOVIMENTO NA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL PARA DIFERENTES ATIVIDADES.....	18
TABELA 2 – PROPRIEDADES MECÂNICAS DO LCA	30
TABELA 3 – RESULTADOS OBTIDOS POR PASCHOS <i>ET AL.</i> (2010)	45
TABELA 4 – REGISTO DAS MEDIÇÕES EM MODELOS CADAVERÍCOS DE JOELHO HUMANO.....	83
TABELA 5 – PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO, DO LIGAMENTO E DOS MENISCOS.....	96
TABELA 6 – CARGA MÁXIMA VERIFICADA NOS ENSAIOS DE TRAÇÃO	112
TABELA 7 – TENSÃO MÁXIMA VERIFICADA NOS ENSAIOS DE TRAÇÃO	114
TABELA 8 – MÓDULO YOUNG EXPERIMENTAL.....	116
TABELA 9 – PROPRIEDADES MEDIDAS NO MOMENTO DA RUTURA DO LCA2	119

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Índice de Abreviaturas

3D – Tridimensional

A – Área

AM – Antero-medial

B₀ – Campo Magnético

cm – Centímetro

cm² – Centímetro Quadrado

DIC – Correlação digital de imagem

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DOF – *Degree of Freedoms*

E – Módulo de Young

F – Força

GAGs – Glicosaminoglicanos

h – Constante de Plank

L – Deslocamento

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

M₀ – Momento Magnético

MCL – Ligamento Colateral Medial

MEF – Método dos Elementos Finitos

mm – Milímetro

MPa – Mega Pascal

N – Newton

OTPO – Complexo osso-tendão patelar-osso

PCL – Ligamento Cruzado Posterior

PL – Pósterio-lateral

RM – Ressonância Magnética

STL – Estereolitografia

TAC – Tomografia Axial Computadorizada

T_1 – Relaxamento longitudinal

T_2 – Tempo Médio de Decaimento

Índice de Símbolos

% – Percentagem

° – Grau

ε – Deformações

® – Marca Registada

ω_0 – Frequência de Larmor

γ – Taxa giromagnética

ν – Coeficiente de Poisson

σ – Tensão

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

1.2. Objetivo

1.3. Estrutura

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

O joelho é uma das articulações mais complexas do corpo humano e incontornável na locomoção. Por estar sujeito a cargas muito elevadas, o risco de rutura dos ligamentos é muito elevado, especialmente a rutura do ligamento cruzado anterior.

A lesão do ligamento cruzado anterior é muito comum, principalmente em indivíduos envolvidos em desportos que envolvem movimentos rotativos do joelho como futebol, basquetebol, andebol ou esqui. As lesões do ligamento cruzado anterior são funcionalmente incapacitantes. Estima-se que a incidência anual da sua lesão é de cerca de 0,8 por cada 1000 habitantes com idade entre 10 a 64 anos, mas o verdadeiro número de lesões pode ser ainda maior, pois os indivíduos feridos não sofrem grandes sintomas.

Por ser tão incapacitante, quando ocorre a rutura deste ligamento coloca-se a necessidade de intervir cirurgicamente para restaurar as suas funções. A técnica de reconstrução do ligamento cruzado anterior não reúne, ainda hoje, consenso entre os especialistas. É impossível conseguir-se, com os enxertos disponíveis, a reconstituição idêntica ao ligamento cruzado anterior original, com a complexa orientação tridimensional das fibras de colagénio e com amplas zonas de inserção femoral e tibial, orientadas nos vários planos do espaço. O grande número de técnicas cirúrgicas até hoje propostas espelha as incertezas que ainda persistem.

No entanto, o recurso a um ligamento artificial biocompatível e biodegradável como enxerto é uma possibilidade que pode trazer muitas vantagens. Este deve permitir a recuperação do ligamento natural antes de ser reabsorvido pelo organismo. Para obter uma caracterização realista e fiável do ligamento artificial é necessário conhecer em detalhe as forças e deformações a que este ligamento está sujeito durante os movimentos da articulação do joelho.

1.2. Objetivo

O objetivo da presente tese é o levantamento das forças e deformações a que o ligamento cruzado anterior está sujeito durante os movimentos da articulação do joelho para obter uma caracterização mais realista e fiável de um ligamento artificial.

1.3. Estrutura

Este relatório está dividido em 4 capítulos, cada uma dividida em alguns subcapítulos. Depois de enquadrado e apresentado o objetivo da tese num primeiro capítulo, surge o segundo capítulo. Este segundo capítulo é dividido em 5 grandes subcapítulos. No primeiro subcapítulo são dados a conhecer alguns termos utilizados para descrever orientações anatómicas. No subcapítulo 2.2. é exposta toda a anatomia do joelho humano, seguida de uma descrição da sua cinemática e das forças envolvidas nessa mesma cinemática. No terceiro subcapítulo são abordados, inicialmente, todos os aspetos anatómicos relevantes do ligamento cruzado anterior, seguindo-se os aspetos biomecânicos, incluindo medições da deformação deste ligamento já realizadas. Neste subcapítulo é ainda apresentado em que consiste a lesão do ligamento cruzado anterior e quais as principais técnicas de reconstrução do mesmo. No penúltimo subcapítulo do segundo capítulo são explicados os dois principais métodos de imagiologia médica: o método de ressonância magnética e o método da tomografia axial computadorizada. No quinto subcapítulo, último deste capítulo, são descritas algumas técnicas utilizadas na avaliação das deformações. Este está dividido em dois subsubcapítulos. No primeiro são apresentadas algumas técnicas para simulação das deformações bem como o processo de reconstrução tridimensional de imagens médicas e no segundo são expostas algumas técnicas utilizadas para a medição das deformações.

O capítulo III é constituído por 3 subcapítulos e diz respeito ao trabalho prático realizado. No primeiro são apresentadas algumas medições realizadas ao ligamento cruzado anterior. O segundo remete à simulação das deformações do ligamento cruzado anterior. Nesse subcapítulo é descrito também, o processo para a caracterização da geometria do ligamento cruzado anterior. No terceiro subcapítulo, último deste capítulo, são apresentados os processos e expostos os resultados da medição das deformações e dos ensaios mecânicos no ligamento cruzado anterior.

Por último, são apresentadas no quarto capítulo todas as conclusões consideradas oportunas após a realização da presente tese.

CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

- 2.1. Terminologia e Planos do Corpo Humano**
- 2.2. Joelho Humano**
- 2.3. Ligamento Cruzado Anterior (LCA)**
- 2.4. Métodos de Imagiologia Médica**
- 2.5. Avaliação das Deformações**

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Terminologia e Planos do Corpo Humano

Para uma comunicação clara e eficaz é necessário, em primeiro lugar, dar a conhecer os termos utilizados para descrever orientações anatómicas.

2.1.1. Termos Descritivos ou de Referência

As diferentes partes do corpo humano são comparadas através de termos descritivos. Na figura 1 é ilustrada uma série de termos descritivos ou de referência importantes. A direita e a esquerda mantêm-se como termos descritivos na terminologia anatómica. Em cima é substituído por superior, em baixo por inferior, em frente por anterior, e atrás por posterior. Proximal significa “mais próximo”, enquanto distal significa “mais distante” (Seeley *et al.*, 2003).

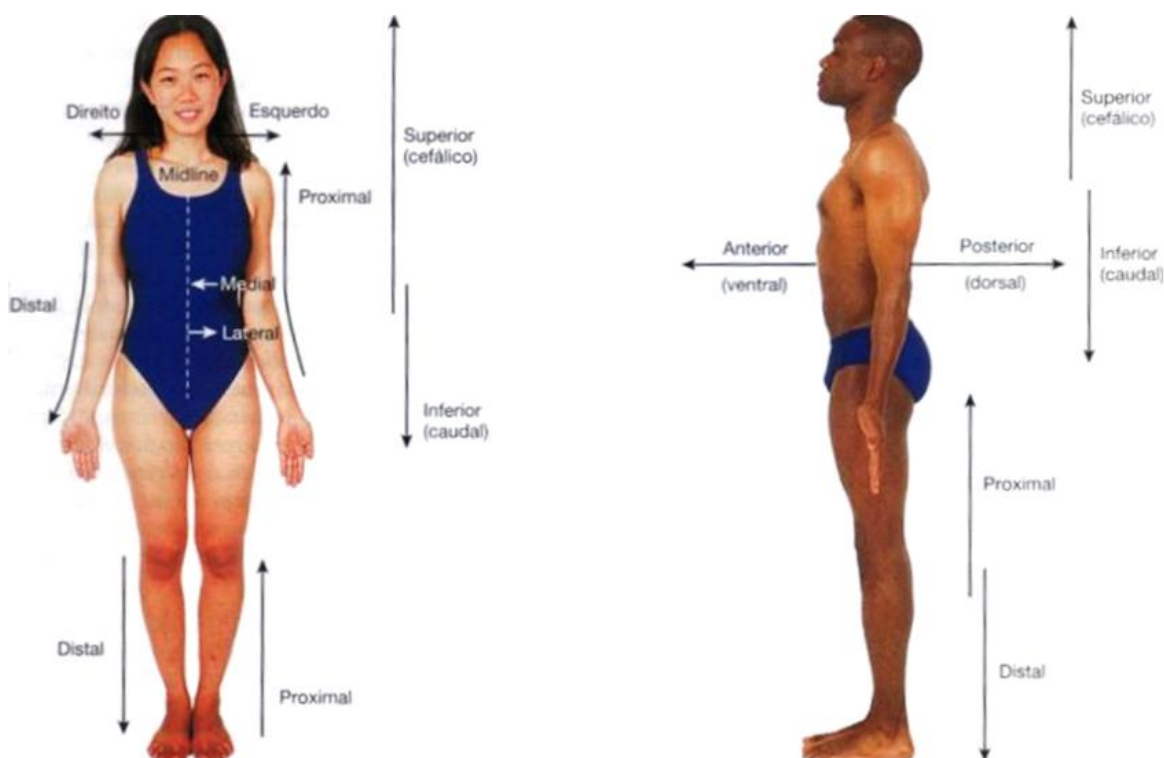


Figura 1 – Termos descritivos ou de referência

Fonte: (Seeley *et al.*, 2003)

2.1.2. Termos Descritivos ou de Referência

Muitas vezes é conceptualmente útil descrever o corpo humano como tendo superfícies planas imaginárias que o atravessam, denominadas planos (figura 2). Um plano divide ou secciona o corpo tornando possível observar o seu interior e a sua estrutura. Um plano mediano ou sagital mediano divide o corpo em duas metades iguais, direita e esquerda, e um plano parassagital atravessa o corpo verticalmente, para um dos lados da linha sagital. Um plano transversal ou horizontal atravessa o corpo paralelamente ao chão e divide-o em duas porções, superior e inferior. Já um plano frontal ou coronal atravessa o corpo verticalmente da direita para a esquerda e divide o corpo em duas porções, anterior e posterior (Seeley *et al.*, 2003).

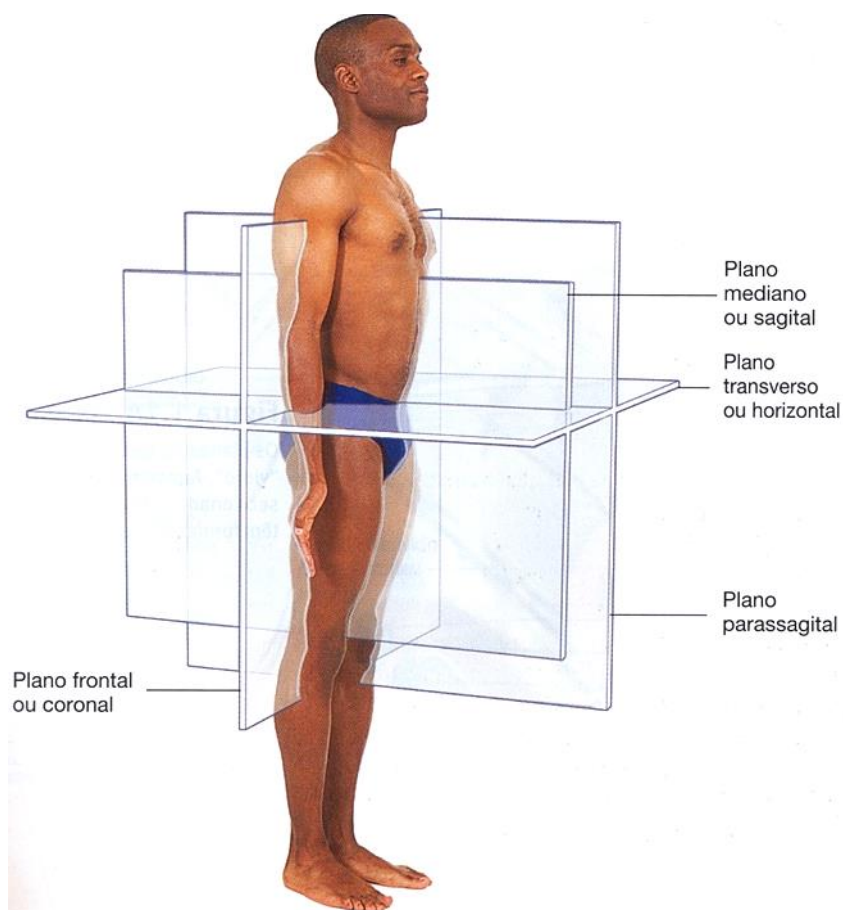


Figura 2 – Planos de corte do corpo

Fonte: (Seeley *et al.*, 2003)

2.2. Joelho Humano

O ligamento cruzado anterior é apenas um dos muitos constituintes do joelho humano. Para se estudar esse constituinte é necessário compreender sua anatomia, bem como a sua cinemática e as forças envolvidas no seu movimento.

2.2.1. Osteologia

O joelho é o local de encontro de dois importantes ossos do membro inferior: o **fémur**, osso da coxa, e a **tíbia**, osso da perna. É composto também pela **patela** (rótula) que está situada na parte anterior do joelho.

Fémur

O fémur (figura 3) é o osso mais longo e resistente do esqueleto humano. O seu comprimento está associado com o modo de andar e a sua resistência com o peso e as forças musculares. (Williams *et al.*, 1995)

O fémur tem uma cabeça proeminente e arredondada e um colo bem definido. O colo do fémur, de aproximadamente 5 cm de comprimento, liga a cabeça do fémur à diáfise num ângulo de cerca de 125°. Isso facilita o movimento na articulação do quadril, permitindo ao membro oscilar livremente em relação à cintura pélvica. (Seeley *et al.*, 2003; Williams *et al.*, 1995)

O corpo proximal tem duas tuberosidades: o grande trocânter lateral ao colo e um pequeno trocânter inferior e posterior ao colo. O grande trocânter e os músculos que nele se inserem formam uma saliência arredondada, que pode ser observada como sendo a parte mais larga da anca. (Seeley *et al.*, 2003)

A extremidade distal do fémur apresenta os côndilos interno ou medial e externo ou lateral, superfícies lisas e arredondadas que se articulam com a tíbia. Numa localização proximal em relação aos côndilos estão os epicôndilos interno e externo, pontos importantes de inserção de músculos e ligamentos. (Seeley *et al.*, 2003)

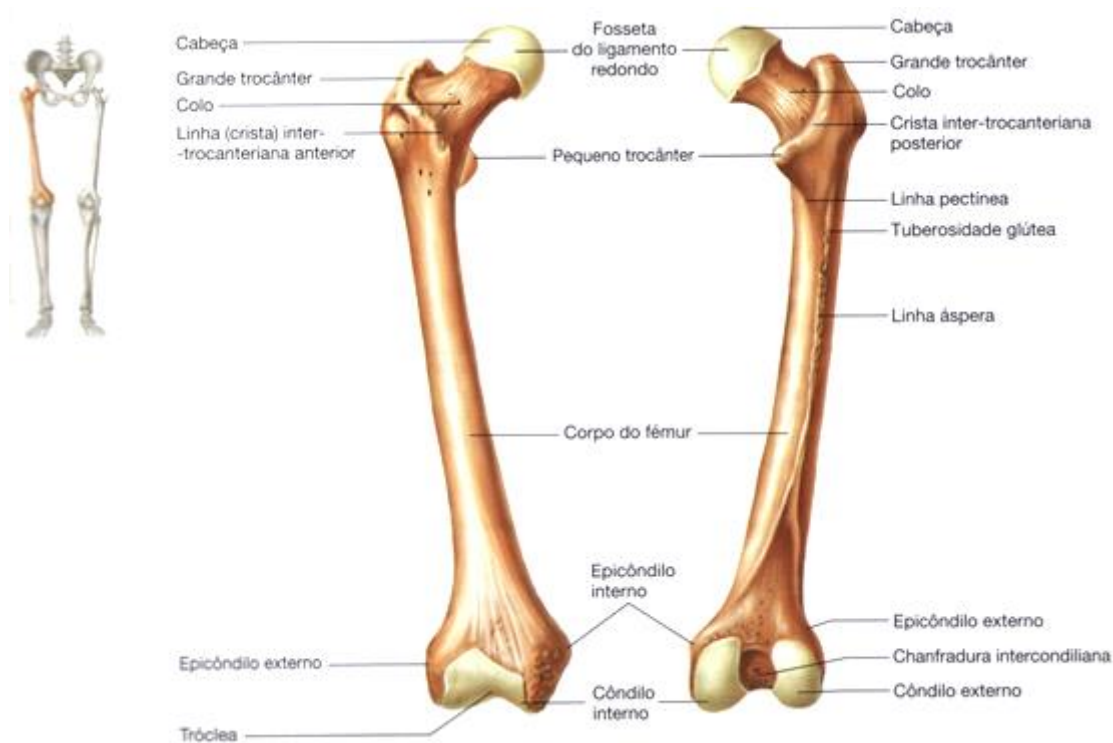


Figura 3 – Fémur

Fonte: (Seeley *et al.*, 2003)

Patela

A patela ou rótula é um grande osso sesamoide localizado no tendão do músculo quadricípite, que é o mais importante dos músculos anteriores da coxa. A patela articula-se com a tróclea femoral de modo a criar uma superfície articular lisa na extremidade distal anterior do fêmur. A patela mantém o tendão patelar afastado da extremidade distal do fêmur e assim modifica o ângulo do tendão entre o quadricípite crural e a tíbia, onde o tendão se insere. Essa mudança de ângulo amplia a força que pode ser aplicada pelo músculo na tíbia. Em consequência deste aumento de aplicação de força, torna-se necessária uma menor contração muscular para mover a tíbia. (Seeley *et al.*, 2003)

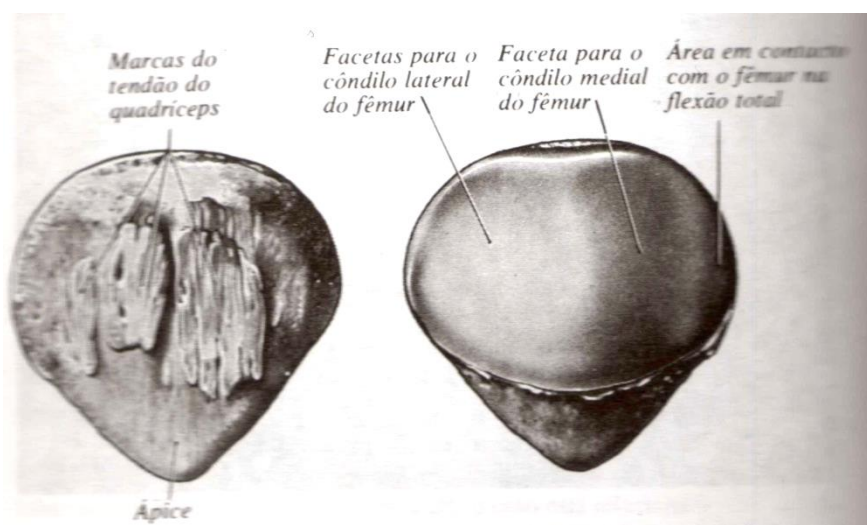


Figura 4 – Patela

Fonte: (Williams et al., 1995)

Tíbia

A tíbia é o segundo osso mais comprido do esqueleto humano, apenas ultrapassado pelo fémur. A extremidade proximal é uma superfície de sustentação para o peso do corpo transmitido através do fémur. Nesta extremidade encontram-se os côndilos lateral e medial (figura 6) que se articulam com os côndilos do fémur. As faces anteriores dos côndilos são contínuas com uma grande área triangular. O seu ápice distal é formado pela tuberosidade da tíbia, cuja margem lateral é uma crista aguda entre o côndilo lateral e a face lateral do corpo. A tuberosidade anterior da tíbia constitui o ponto de inserção do quadricípite crural. A área intercondilar anterior possui uma depressão no qual está inserido o corno anterior do menisco medial. Atrás desta, uma área lisa recebe o ligamento cruzado anterior. Já a área intercondilar posterior possui uma depressão atrás da base do tubérculo intercondilar medial onde se liga o corno posterior do menisco lateral. A restante área é lisa e é o local de inserção do ligamento cruzado posterior. A crista anterior forma a “canela”. (Seeley et al., 2003; Williams et al., 1995)

A extremidade distal da tíbia é alargada para formar o maléolo interno ou medial que contribui para formar a face interna da articulação do tornozelo. (Seeley et al., 2003)

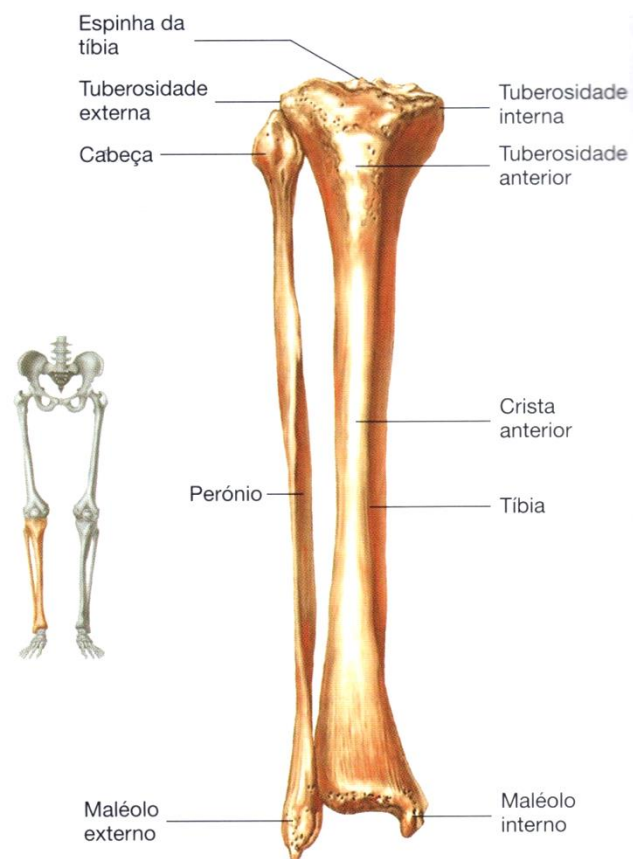


Figura 5 – Vista anterior da tíbia e perônio direitos

Fonte: (Seeley et al., 2003)

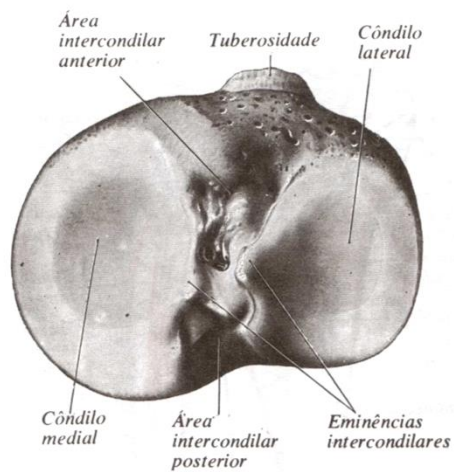


Figura 6 – Face articular proximal da tíbia direita.

Fonte: (Williams et al., 1995)

2.2.2. Artrologia

O joelho é a articulação intermédia do membro inferior. É a maior e mais complexa articulação do corpo humano e é denominada de articulação sinovial, uma vez que possui grande amplitude de movimento. O joelho é uma dupla articulação composta pela ligação dos côndilos da extremidade distal do fémur com os côndilos da extremidade proximal da tíbia (articulação tibio-femoral que é de suporte de peso) e a ligação da extremidade distal do fémur com parte posterior da patela (articulação patelo-femoral). A articulação patelo-femoral permite que a tração do músculo quadricípite seja direcionada anteriormente sobre o joelho para a tíbia sem o desgaste do tendão. Esta dupla articulação permite a flexão, extensão e uma pequena rotação da perna. Para além de permitir uma grande variedade de movimentos, o joelho transmite cargas, auxilia na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças transmitidas à perna. (Seeley *et al.*, 2003; Williams *et al.*, 1995; Drake *et al.*, 2004; Completo e Fonseca, 2011)

Um dos componentes do joelho é a cartilagem articular, material que reveste as extremidades dos ossos de qualquer articulação. Este material mede cerca de 0,6 cm de espessura na maioria das grandes articulações, sendo branca e brilhante e possui uma consistência elástica. A cartilagem articular é uma substância escorregadia que permite que as superfícies deslizem uma contra a outra, sem atrito. A função da cartilagem articular é a de absorver choques e proporcionar uma superfície extremamente lisa para facilitar o movimento. A cartilagem articular subsiste essencialmente em todos os locais em que duas superfícies ósseas se movem uma contra a outra, ou se articulam. No joelho, a cartilagem articular envolve as extremidades do fémur, o topo da tíbia e a face posterior da rótula.

O joelho está rodeado ainda por duas membranas, as membranas sinovial e fibrosa. A primeira prende-se às margens das superfícies articulares e às margens externas superior e inferior dos meniscos (figura 7A). Posteriormente, a membrana sinovial estende-se para fora da membrana fibrosa da cápsula articular em cada lado do ligamento cruzado posterior, fazendo uma volta para frente em redor de ambos os ligamentos, excluindo-os, desta forma, da cavidade articular. Os dois ligamentos cruzados ficam, então, fora da cavidade articular, mas envoltos pela membrana fibrosa da articulação do joelho. A membrana sinovial da articulação do joelho forma recessos em dois locais para gerar superfícies de baixa fricção para os movimentos de tendões associados à articulação: o recesso subpoplíteo e a bolsa suprapatelar. Outras bolsas associadas ao joelho, mas que normalmente não se comunicam com a cavidade articular,

incluem a bolsa subcutânea pré-patelar, as bolsas infrapatelares superficial e profunda, além de várias outras bolsas associadas aos tendões e ligamentos ao redor da articulação (figura 7B). (Williams *et al.*, 1995; Drake *et al.*, 2004)

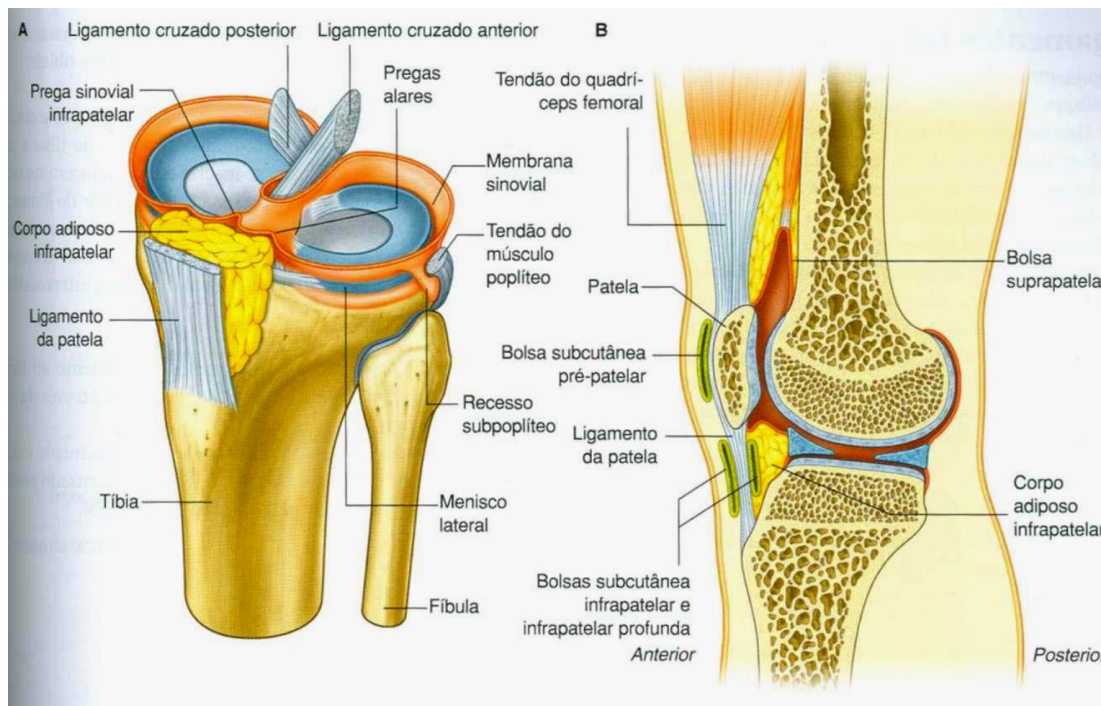


Figura 7 – Membrana sinovial da articulação do joelho e bolsas associadas

Fonte: (Drake *et al.*, 2004)

A membrana fibrosa da articulação do joelho é extensa e é reforçada por extensões dos tendões dos músculos ao seu redor. Em geral, a membrana fibrosa envolve a cavidade articular e a região intercondilar (figura 8). (Williams *et al.*, 1995; Drake *et al.*, 2004;)

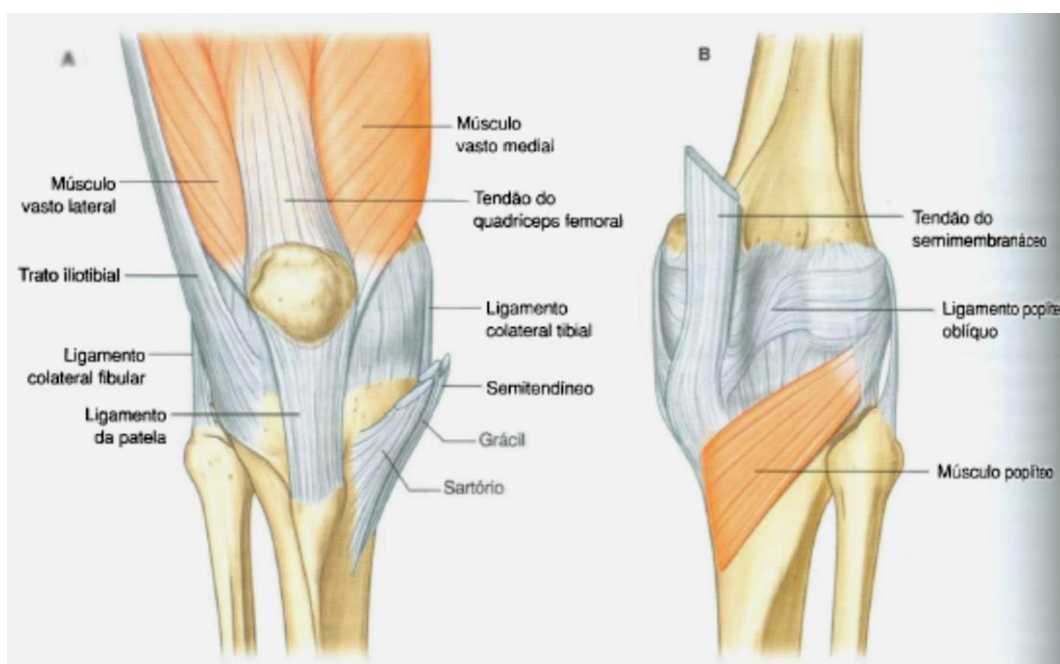


Figura 8 – Membrana fibrosa da cápsula da articulação do joelho

Fonte: (Drake *et al.*, 2004)

Entre os côndilos do fêmur e da tíbia, dois meniscos fibrocartilaginosos, um de cada lado e com formato semilunar, acomodam as alterações das superfícies de formato entre as superfícies articulares durante os movimentos de articulação (figura 9). A articulação do joelho é reforçada pelos ligamentos colaterais, um de cada lado. Além disto, dois ligamentos muito fortes (ligamentos cruzados) interconectam as extremidades adjacentes do fêmur e da tíbia, mantendo as suas posições opostas durante o movimento. (Seeley *et al.*, 2003; Williams *et al.*, 1995; Drake *et al.*, 2004)

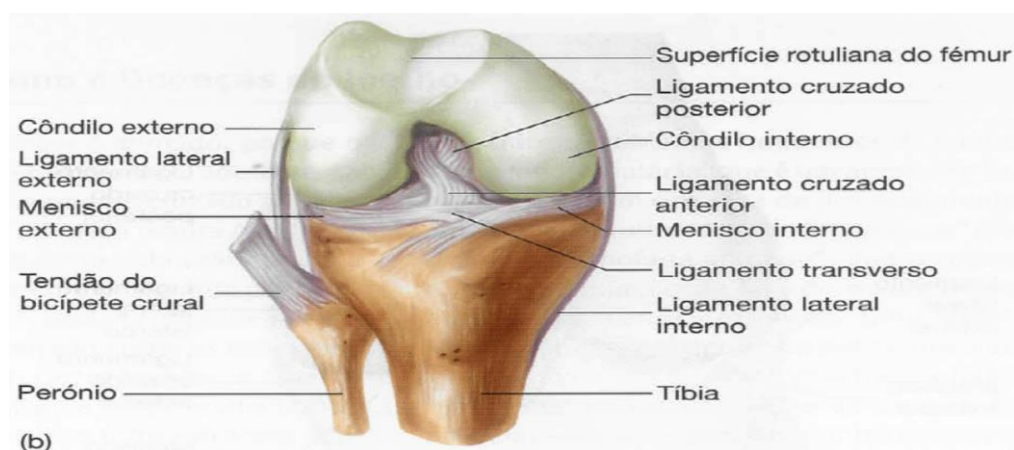


Figura 9 – Vista anterior do joelho fletido

Fonte: (Seeley *et al.*, 2003)

Os ligamentos são faixas de tecido fibroso que ligam as extremidades dos ossos e os mantêm na sua posição. Vários ligamentos estão associados à articulação do joelho, sendo os principais o ligamento da patela, os ligamentos colaterais tibial (medial) e fibular (lateral) e os ligamentos cruzados anterior e posterior.

O ligamento patelar é uma banda fibrosa, muito espessa e resistente, que se encontra entre a patela e a tuberosidade anterior da tíbia. Constitui parte integrante do tendão do quadricípite. Os ligamentos colaterais, em cada um dos lados da articulação, estabilizam o movimento em dobradiça do joelho. O ligamento colateral fibular é arredondado e estende-se desde a tuberosidade do côndilo externo femoral à cabeça do perônio. Já o ligamento colateral tibial insere-se na tuberosidade do côndilo interno do fêmur e no bordo interno da tíbia.

Os dois ligamentos cruzados localizam-se na região intercondilar do joelho e interconectam o fêmur e a tíbia. São designados de cruzados porque se cruzam no plano sagital entre as suas fixações femorais e tibiais. O ligamento posterior cruzado (PCL) prende-se à parte posterior da área intercondilar posterior da tíbia e ascende anteriormente para se inserir na parede medial da fossa intercondilar do fêmur. Este ligamento é importante para a restrição do deslocamento posterior. O ligamento cruzado anterior (LCA) prende-se a uma faceta na parte anterior da área intercondilar anterior da tíbia e ascende posteriormente para se inserir na face interna do côndilo femoral externo. O LCA tem como principal função impedir o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur. (Drake *et al.*, 2004)

2.2.3. Cinemática do Joelho Humano

A cinemática define a amplitude do movimento e descreve a superfície de movimento de uma articulação em três planos: frontal, sagital e transversal (figura 10). A análise à superfície de movimento pode ser realizada, facilmente, para as articulações tíbio-femoral e rótulo-femoral. Qualquer alteração na amplitude ou na superfície de movimento do joelho irá alterar a distribuição de cargas na articulação, com consequências nefastas. (Silva, 2010; Completo e Fonseca, 2011)

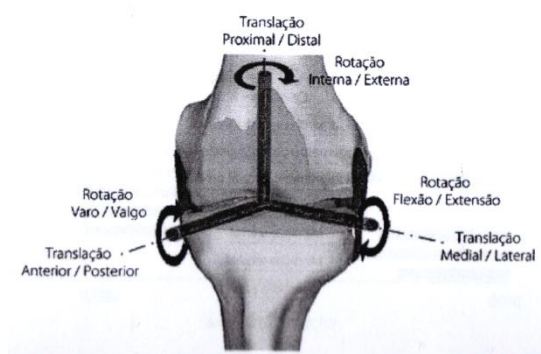


Figura 10 – Nomenclatura dos seis graus de liberdade do joelho

Fonte: (Completo e Fonseca, 2011)

Na articulação tíbio-femoral, o movimento desenvolve-se nos três planos, sendo a amplitude de movimento bastante superior no plano sagital. O movimento neste plano, da extensão máxima para a flexão máxima, varia dos 0° para, aproximadamente, 140°. O movimento no plano transversal, rotação interna-externa, é influenciado pela posição da articulação no plano sagital. Com o joelho em plena extensão, a rotação é completamente restringida pelo encaixe dos côndilos femorais nos tibiais. Isto ocorre, principalmente, pelo facto de o côndilo femoral medial ser mais longo do que o lateral. A amplitude de rotação do joelho aumenta à medida que este flete, atingindo-se o máximo a 90° de flexão. Com o joelho nesta posição, a rotação externa pode variar de 0° a 45° e a rotação interna dos 0° aos 30°. Após os 90° de flexão, a amplitude de rotação interna e externa decresce devido à restrição imposta pelos tecidos moles em torno da articulação. (Williams *et al.*, 1995; Completo e Fonseca, 2011; Silva, 2010)

A amplitude de movimento da articulação tíbio-femoral é extremamente importante para o desempenho do joelho nas várias atividades fisiológicas, e pode ser determinada através de análises cinemáticas. Na figura 11 está representado o movimento desta articulação durante um ciclo de marcha. Próximo da extensão completa do joelho inicia-se a fase de apoio do pé (0% do ciclo da marcha) com o tocar do calcanhar, e a fase final do apoio do pé antes de levantar (cerca de 60% do ciclo da marcha). A flexão máxima ocorre (cerca de 60°) aproximadamente a meio da fase de pé levantado. (Completo e Fonseca, 2011)

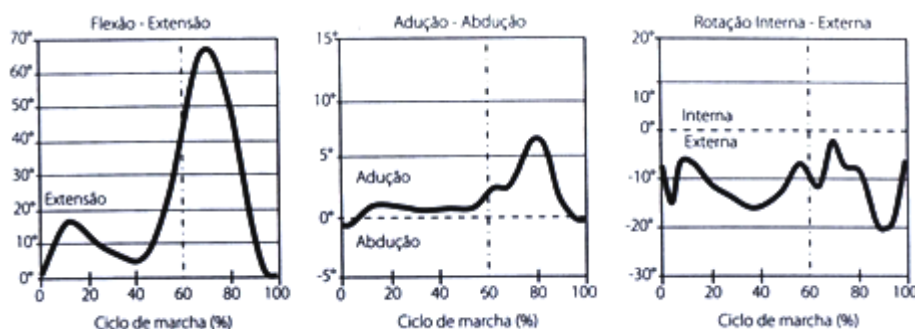


Figura 11 – Amplitudes de movimento do joelho durante um ciclo de marcha

Fonte: (Completo e Fonseca, 2011)

O movimento, no plano transversal, durante a marcha tem sido estudado por diversos investigadores através da utilização de técnicas de imagem com a utilização de referências no fémur e na tíbia. A rotação da tíbia, relativamente ao fémur, varia, aproximadamente, entre 4° e 13°. A rotação externa da tíbia inicia-se durante a extensão do joelho, na fase de pé apoiado, e alcança o valor máximo no fim da fase de pé levantado, antes do apoio do calcanhar. A rotação interna é notada durante a flexão, na fase de pé levantado. No plano frontal, a máxima abdução da tíbia é observada durante a extensão na fase de toque do calcanhar e início da fase de apoio; a adução máxima ocorre quando o joelho está fletido, durante a fase de pé levantado. O total movimento varo/valgo é, em média, de 11°. O quadro 1 contém os valores da amplitude de movimento no plano sagital durante várias atividades. Uma amplitude de movimento, a partir da extensão completa de no mínimo 117° de flexão, parece ser necessária para desempenhar as atividades diárias correntes. Uma restrição na amplitude do movimento do joelho pode ser compensada por um incremento de movimento noutras articulações. O aumento da velocidade nas diferentes atividades requer uma amplitude maior de movimento da articulação. (Completo e Fonseca, 2011; Silva, 2010)

Tabela 1 – Amplitude de movimento na articulação tibiofemoral para diferentes atividades

<i>Atividade</i>	<i>Caminhar</i>	<i>Subir escadas</i>	<i>Descer escadas</i>	<i>Sentar</i>	<i>Apertar o sapato</i>	<i>Levantar objeto</i>
Amplitude de movimento Extensão – Flexão	0-67°	0-83°	0-90°	0-93°	0-106°	0-117°

Fonte: (Completo e Fonseca, 2011)

2.2.4. Forças e estabilidade da articulação do joelho

Pelo facto do joelho ser formado pelos dois ossos mais longos do corpo humano e estar sujeito a uma elevada força devido ao efeito de alavanca, parece ser uma articulação insegura. No entanto, os que participam no seu movimento conferem à articulação do joelho uma grande resistência. Muitos músculos possuem inserções diretas na cápsula fibrosa. (Williams *et al.*, 1995)

Como referido anteriormente, a articulação do joelho pode apresentar movimentos de flexão, extensão ou rotação. Na flexão os músculos responsáveis pelo movimento são os músculos isquiotibiais (bicípites crural, o semitendinoso e o semimembranoso), auxiliados pelo reto interno, sartório ou costureiro e poplíteo. Com o pé parado, os gêmeos e o plantar delgado também auxiliam. O tensor da fáscia lata auxilia o quadricípites da coxa no movimento extensão. No movimento de rotação medial da perna flexionada os músculos responsáveis são os bicípites crurais, já no de rotação lateral os músculos que atuam são o poplíteo, o semimembranoso e o semitendinoso, auxiliados pelo sartório e o reto interno.

As forças e momentos nas articulações do joelho dependem do peso, da ação muscular, da resistência dos tecidos moles (ligamentos, meniscos, etc.), das cargas externas, da atividade física e do estado da articulação. A atividade muscular foi registada por Morrison para determinar qual dos músculos produzia a força de pico no prato tibial, durante vários estágios do ciclo de marcha. (Completo e Fonseca, 2011)

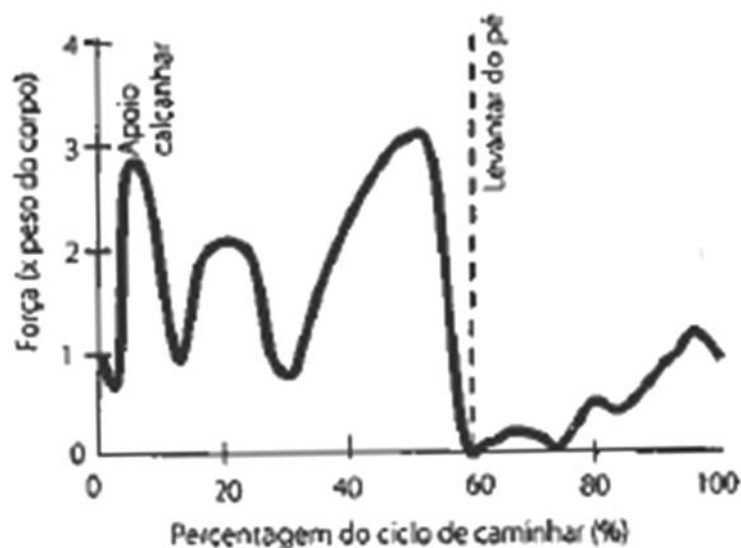


Figura 12 – Força axial exercida pelo fémur sobre o prato tibial

Fonte: (Completo e Fonseca, 2011)

2.3. Ligamento Cruzado Anterior (LCA)

O ligamento cruzado anterior é um dos ligamentos que confere estabilidade ao joelho humano. Para se poder partir para a medida das suas deformações deve-se conhecer muito bem este importante ligamento. Este capítulo abordará inicialmente todos os aspetos anatómicos relevantes do LCA, seguindo-se os aspetos biomecânicos, incluindo medições da deformação já realizadas. Por fim, é apresentado em que consiste a lesão do LCA e quais as principais técnicas de reconstrução do mesmo.

2.3.1. Embriologia

A articulação do joelho inicia a sua formação a partir do mesênquima vascular entre o fêmur e a tíbia e na quarta semana de gestação entre o blastoma do fêmur e da tíbia. Uma quantidade distinta de fibras de LCA aparece aproximadamente entre a sétima e a oitava semana de gestação (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006; Buoncristiani *et al.*, 2006). Pela nona semana são visíveis numerosos fibroblastos imaturos com núcleos fusiformes orientados paralelamente ao maior eixo dos ligamentos (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005). À décima semana, já se distingue facilmente a separação entre o LCA e o PCL (Noronha, 1999). Nas semanas seguintes, a principal mudança, para além do crescimento, é o aumento da vascularização. Os vasos sanguíneos surgem só na décima oitava semana. É a partir daqui que rapidamente se dá o desenvolvimento dos ligamentos cruzados, apresentando na vigésima semana o aspeto que têm no adulto, vindo depois apenas a sofrer pequenas alterações estruturais e aumento de dimensões (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Buoncristiani *et al.*, 2006).

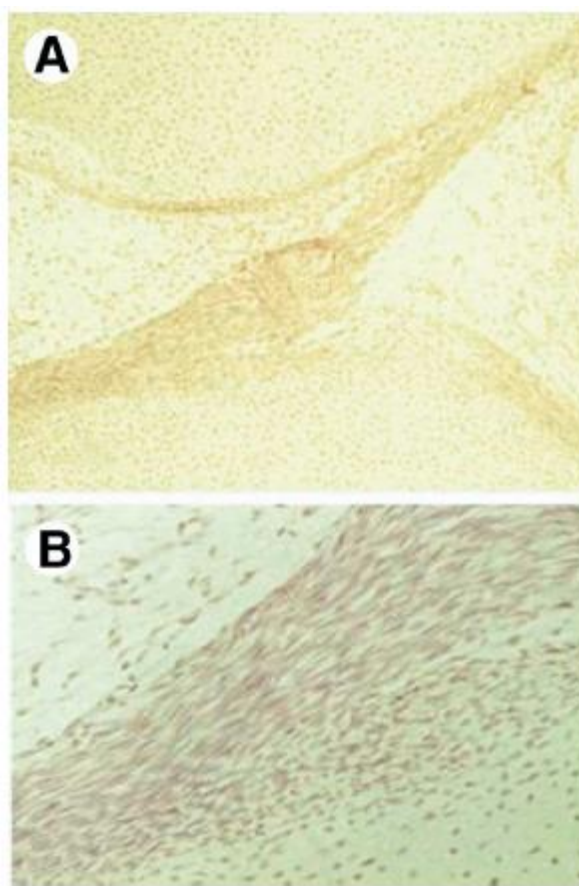


Figura 13 –10ª semana gestação do LCA fetal

A) Organização inicial do LCA entre o fêmur e a tíbia; B) Alinhamento dos fibroblastos dentro do ligamento.

Fonte: (Zantop *et al.*, 2005)

2.3.2. Anatomia

O LCA é uma banda de tecido conectivo denso que se insere no fêmur e na tíbia. É envolvido pela membrana sinovial, tal como o PCL. Por isso, apesar de intra-articular, é extra-sinovial. Dentre as estruturas ligamentares, o LCA é o único sem qualquer inserção capsular (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006).

Na tíbia insere-se numa fosseta localizada anterior e externamente à espinha tibial anterior, atrás do corno anterior do menisco externo, ao qual adere por uma pequena expansão. A área de inserção tibial é oval, com cerca de 3 cm de diâmetro ântero-posterior. No fêmur, o LCA insere-se na face medial do côndilo femoral externo, numa localização muito posterior, com orientação quase vertical, curvilínea e convexa

posteriormente, e paralela ao rebordo articular posterior do côndilo femoral externo. Esta área de inserção, menor que a da tíbia, tem cerca de 2 cm². Enquanto no fémur a inserção é aproximadamente sagital, na tíbia é aproximadamente transversal. Esta inserção do LCA em dois planos ortogonais implica cuidados especiais na reconstrução ligamentar (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006; Beasley *et al.*, 2005; Harvey *et al.*, 2005).

O comprimento do LCA encontra-se entre os 22 e 41 mm e a sua largura entre os 7 e 12 mm. A secção transversal do LCA é irregular e não apresenta uma forma circular, elíptica ou qualquer outra forma geométrica simples. Esta forma muda ainda com o ângulo de flexão, sendo geralmente maior na direção antero-posterior. A área de secção do LCA vai aumentando desde a inserção no fémur até à inserção na tíbia (figura 14). Quanto à sua área de superfície entre os 54 mm² e os 91,8 mm² nos homens e entre os 41,6 mm² e os 73 mm² nas mulheres. O seu volume também varia consoante o género, nos homens varia entre os 2016 mm³ e os 3428 mm³ e nas mulheres entre os 1466 mm³ e os 2526 mm³. (Vieira, 2011)

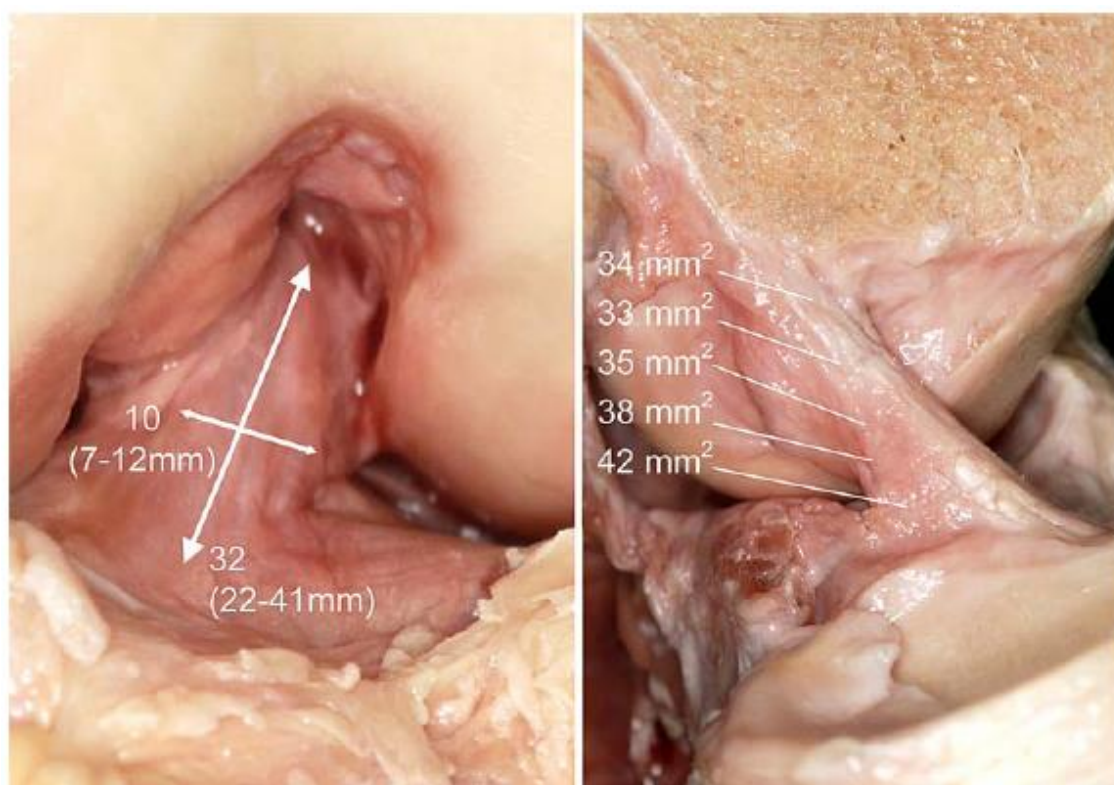


Figura 14 – Tamanho e variação da área de secção do LCA

Fonte: (Duthon *et al.*, 2006)

Há muito tempo que o LCA não é referido como uma banda simples de fibras com uma tensão constante à medida que o joelho se move. No entanto, a diferenciação de LCA em diferentes feixes é um ponto controverso na literatura. Girgis *et al.* (Girgis *et al.*, 1975) dividiram o LCA em 2 feixes diferentes: feixe ântero-medial (AM) e feixe pósterolateral (PL). Já Welsh (Welsh, 1980) e Arnoczky (Arnoczky, 1983) descrevem o LCA como um só feixe, composto por fascículos. Odensten e Gillquist (Odensten e Gillquist, 1985) examinaram histologicamente o LCA e também não encontraram nenhuma evidência para separar o ligamento em 2 feixes. Norwood e Cross (Norwood e Cross, 1979), Amis e Dawkins (Amis e Dawkins, 1991), entre outros, referem a existência de três feixes: feixe intermédio, AM e PL. Mesmo que haja divergências sobre a divisão anatómica real LCA, o consenso geral parece concordar que este ligamento tem distintas faixas funcionais, que variam a tensão entre as fibras no ligamento com diferentes intervalos de movimento (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006; Buoncristiani *et al.*, 2006; Beasley *et al.*, 2005).

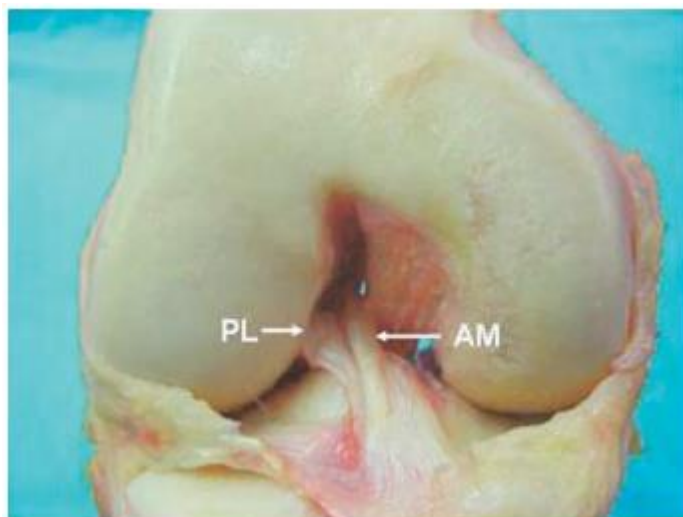


Figura 15 – Distinção dos dois principais feixes do LCA: AM e PL

Fonte: (Zantop *et al.*, 2005)

A diferenciação do LCA em dois feixes distintos parece ser uma simplificação, mas a esta descrição tem sido amplamente aceite como uma base para a compreensão da função do LCA.

O primeiro feixe, AM, tem origem na parte mais proximal da inserção femoral e termina na zona ântero-interna da inserção tibial. O segundo, PL, tem origem na parte mais posterior e distal da inserção femoral e termina na zona pósterio-externa da inserção tibial. Quando o joelho está em extensão, ambos os feixes estão tensos; com a flexão do

joelho, a inserção femoral do LCA torna-se mais horizontal, mantendo-se tenso o feixe AM e relaxado o feixe PL.

Esse conceito tem sido confirmado por um estudo biomecânico realizado por Amis e Dawkins (Amis e Dawkins, 1991). Este estudo mostrou que o feixe PL fica tenso em extensão e o feixe AM em flexão, mas nenhuma das fibras do LCA se comporta isometricamente (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006; Buoncristiani *et al.*, 2006; Beasley *et al.*, 2005).

Tem sido relatado que existe uma alteração do comprimento e da orientação das fibras do LCA ao longo da flexão e extensão, assim como na rotação interna e externa da tíbia. Como referido o comprimento do LCA situa-se entre os 22 mm e os 41 mm, no entanto estas medidas atribuem-se mais ao feixe AM. Pouco se sabe sobre o comprimento do feixe PL. Kummer e Yamamoto mediram o comprimento intra-articular do feixe PL em 50 cadáveres e relataram um comprimento de 17,8 mm. Quanto ao diâmetro dos dois feixes, é muito semelhante. (Zantop *et al.*, 2005; Buoncristiani *et al.*, 2006)

2.3.3. Microanatomia

Microscopicamente pode-se distinguir três zonas dentro do LCA: a parte proximal, média e distal. A parte proximal é altamente celular, rica em células redondas e ovais, contendo alguns fibroblastos fusiformes, o colagénio tipo II e glicoproteínas, tais como fibronectina e laminina. A parte média apresenta uma alta densidade de fibras de colagénio, uma zona especial de cartilagem e fibrocartilagem, e de fibras elásticas, principalmente as fibras oxitalânicas. As fibras oxitalânicas suportam tensões moderadas multidirecionais. Os fibroblastos fusiformes são proeminentes nesta parte intermediária, que também é designada de zona fusiforme. Esses fibroblastos apresentam características próximas ao ligamento colateral medial (MCL). Já a parte distal é rica em condroblastos e fibroblastos ovais e apresenta uma baixa densidade de feixes de colagénio. Os fibroblastos assemelham-se às células de cartilagem articular e têm abundantes organelos celulares, indicando um elevado nível de atividade celular. Na porção anterior do LCA, em substituição do tecido sinovial, uma camada de tecido fibroso denso rodeia o ligamento. Esta área corresponde à zona onde o ligamento colide com o aro anterior da fossa intercondilar femoral em extensão completa do joelho. (Duthon *et al.*, 2006; Zantop *et al.*, 2005)

O LCA tem uma microestrutura semelhante à de outros tecidos conectivos moles. É composto por fascículos múltiplos, cuja unidade base é o colagénio (figura 15). (Beasley *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006; Zantop *et al.*, 2005)

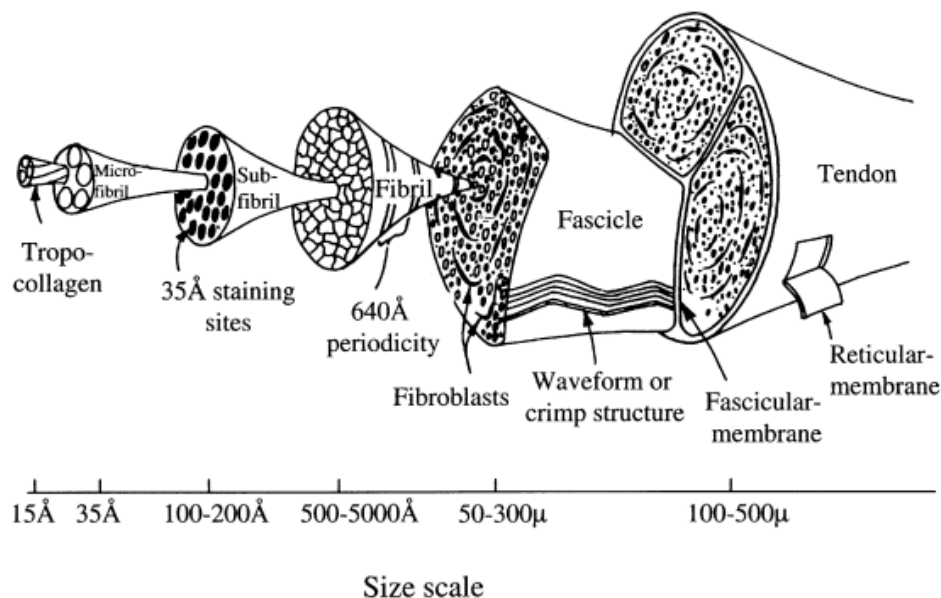


Figura 16 – Estrutura hierárquica de um ligamento

Fonte: (Weiss e Gardiner, 2001)

Note-se que os restantes 6% de tecido do LCA correspondem às células e componentes da matriz. A matriz do LCA consiste em quatro sistemas diferentes (Duthon *et al.*, 2006; HSU):

- **Colagénio:** existem diferentes tipos de colagénio presentes no LCA. O colagénio do tipo I é o que está presente em maior percentagem nos tendões e ligamentos. São responsáveis pela resistência do ligamento à tração. O colagénio do tipo II está presente em pequenas quantidades apenas nos locais de fixação do ligamento à tibia e fémur. O colagénio do tipo III está localizado no tecido conjuntivo frouxo e tem uma distribuição quase omnipresente no LCA, revelando concentrações máximas perto das zonas de fixação. É importante para a flexibilidade do ligamento. O colagénio do tipo IV é encontrado essencialmente nas zonas distal e proximal e em menores quantidades na zona intermédia. Por fim, o colagénio do tipo VI tem uma orientação semelhante ao do tipo III. Este tipo de colagénio também está presente em quantidades mais elevadas nas zonas proximal e distal do LCA.
- **Glicosaminoglicanos (GAGs):** a água compreende cerca de 60-80% do total do peso do LCA e está principalmente associada a proteoglicanos e GAGs. Os GAGs

têm uma elevada carga negativa e possuem um grande número de grupos hidroxilo que atraem a água através de ligações de hidrogénio. O LCA tem uma elevada proporção de GAGs, duas a quatro vezes ao observado nos tendões, por exemplo. Isso altera as propriedades viscoelásticas do LCA e representa uma característica adicional de absorção de choque do ligamento.

- **Glicoconjugados:** Estes incluem por exemplo a laminina e a fibronectina. As fibronectinas desempenham um papel importante na morfologia da matriz intra e extracelular, na adesão celular e na migração de células. Os glicoconjugados têm como função principal atrair e ligar alguns elementos-chave em tecidos normais, lesados ou em crescimento.
- **Componentes elásticos:** Este grupo inclui as fibras oxitalânicas, elásticas maduras, e as membranas elásticas. Conferem uma maior flexibilidade ao LCA durante o movimento.

2.3.4. Vascularização

A irrigação sanguínea do LCA advém principalmente da artéria geniculada média e, em menor grau, das artérias geniculadas inferiores. A parte proximal do LCA é fornecida por vasos da artéria genicular média, enquanto a parte distal do ligamento é fornecida por ramos da artéria geniculada lateral e medial inferior (figura 17). (Zantop *et al.*, 2005; Noronha, 1999; Duthon *et al.*, 2006)

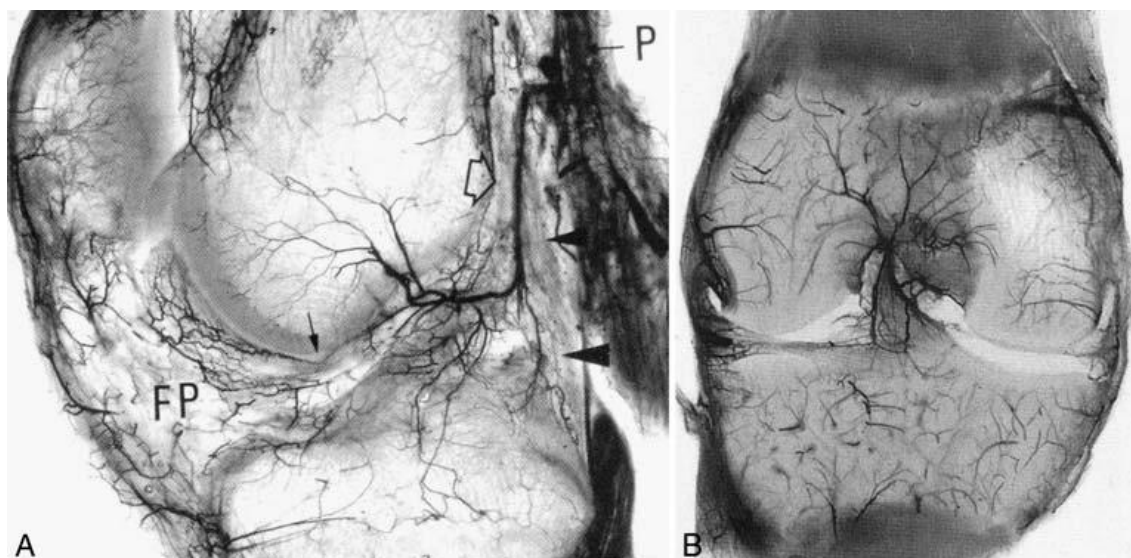


Figura 17 – Vascularização do joelho

Fonte: (Duthon *et al.*, 2006)

A bolsa de Hoffa e a sinovial contribuem de maneira significativa para a vascularização do LCA, justificando-se assim, na reconstrução do LCA, especial cuidado para não agredir estas estruturas. (Noronha, 1999)

A distribuição de vasos sanguíneos pelo LCA não é homogênea (figura 17 e 18). A parte proximal do ligamento é mais dotada de vasos sanguíneos que a parte distal. Usando técnicas de injeção, assim como imuno-histoquímica, poderia ser encontrada nas áreas de inserção e na parte do LCA onde estão presentes células semelhantes aos condrócitos, uma fraca vascularização. Esta precária vascularização do LCA nestas partes é a causa provável da deficiente cicatrização do ligamento. (Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005; Duthon *et al.*, 2006)



Figura 18 – Vascularização do LCA

Fonte: (Zantop *et al.*, 2005)

2.3.5. Inervação

Os ligamentos cruzados recebem fibras nervosas do ramo articular posterior do nervo tibial posterior. Estas fibras nervosas penetram na parte posterior da cápsula e estendem-se ao longo da bainha sinovial do LCA até à bolsa de Hoffa. Algumas fibras

nervosas penetram no ligamento, havendo diferentes tipos de terminações sensitivas (Duthon *et al.*, 2006; Noronha, 1999; Zantop *et al.*, 2005):

- **Corpúsculos de Ruffini**, responsáveis pela adaptação do ligamento a estímulos suaves. Estão localizados na superfície do ligamento, predominantemente na porção femoral onde as deformações são maiores;
- **Corpúsculos de Pacini** que são sensíveis a movimentos rápidos e estão localizados nas extremidades femoral e tibial do LCA;
- **Corpúsculos de Golgi** são responsáveis pela resposta a estímulos externos. Estão localizados perto das ligações do LCA e na sua superfície, por baixo da membrana sinovial;
- **Terminações livres** que funcionam como nociceptores. Estas terminações podem ter um efeito modulatório na homeostasia do tecido normal ou na remodelação tardia de enxertos.

Os recetores e as terminações nervosas ocupam cerca de 1% do volume do LCA. (Noronha, 1999)

2.3.6. Função Biomecânica

A principal função do LCA é resistir a deslocamentos anteriores da tíbia em relação ao fémur em todas as posições de flexão. (Brantigan *et al.*, 1941; Butler *et al.*, 1980) A parte antero-medial do LCA tem maior importância no movimento de flexão, enquanto a parte postero-lateral contribui mais para a estabilidade em extensão. (Amis *et al.*, 1990; Furman *et al.*, 1976) O LCA também ajuda a resistir a hipertensão (Furman *et al.*, 1976) e contribui para a estabilidade rotacional do joelho em extensão total para ambas as rotações interna e externa da tíbia. (Furman *et al.*, 1976) Em flexão, verificou-se que apenas resiste à rotação interna, (Piziali *et al.*, 1980) e aos dois sentidos de rotação, dependendo da parte do ligamento considerado. (Furman *et al.*, 1976) O LCA resiste também ao deslocamento medial da tíbia, (Piziali *et al.*, 1980) mas apresenta apenas um pequeno papel na manutenção da estabilidade varo/valgo do joelho. (Gollehon *et al.*, 1980)

Na figura seguinte é possível visualizar os movimentos do LCA em diferentes movimentos do joelho.

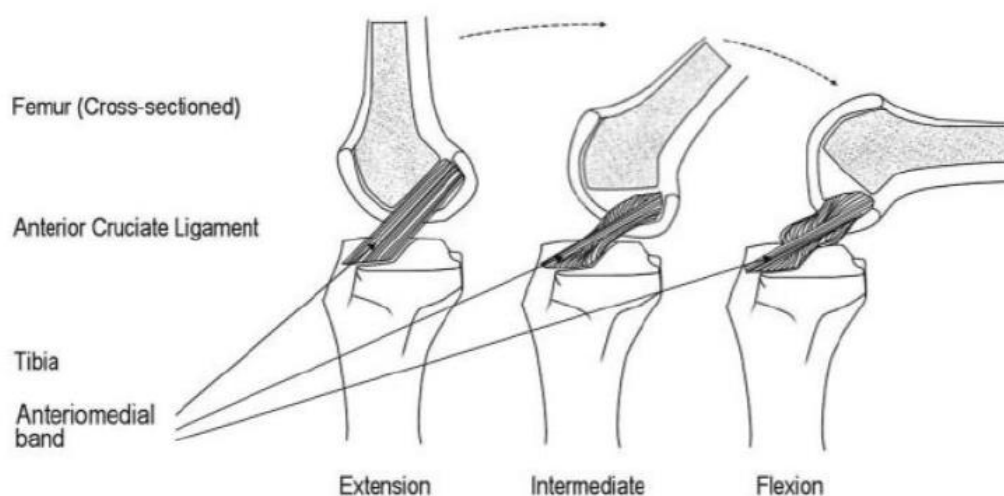


Figura 19 – Biomecânica do LCA

Fonte: (Vieira, 2011)

2.3.7. Propriedades Mecânicas

A textura tridimensional das fibras do LCA garante-lhe características de viscoelasticidade e não apenas de elasticidade. Quando submetido a tensões suaves e crescentes, o LCA sofre alongamento inicial apreciável com o recrutamento parcial das fibras de colagénio. Com o aumento progressivo das tensões, soma-se o recrutamento de outras fibras, passando o alongamento a ser menos notório, entrando-se a partir daí no risco de rutura de algumas fibras e a seguir de todo o ligamento. Com solicitações bruscas, o LCA apresenta maior rigidez do que com estímulos suaves e progressivos; somente estes permitem a fase inicial de alongamento. A adaptação aos diversos estímulos é mediada por recetores proprioceptivos de Ruffini e Golgi para estímulos suaves e por recetores de Pacini para estímulos bruscos. (Noronha, 1999)

Diferentes técnicas experimentais e analíticas foram desenvolvidas para determinar as propriedades mecânicas do LCA. A resposta biomecânica dos ligamentos é necessária do ponto de vista clínico, a fim de obter percepções sobre os mecanismos de lesão, desenvolver estratégias de prevenção e para projetar e avaliar opções de tratamento que otimizem a cura.

A seguinte tabela apresenta, de forma resumida, algumas propriedades importantes do ligamento cruzado anterior.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do LCA

Propriedades	Valores	
Carga numa Atividade Física Normal	67 – 700 N	
Deslocamento até rutura	Homem	6,8 – 11 mm
	Mulher	4,9 – 10 mm
Deformação até rutura	Homem	24% – 36%
	Mulher	19% – 35%
Carga Máxima	Homem	1119 – 2517 N
	Mulher	739 – 1793 N
Tensão Máxima	Homem	16,3 – 36,4 MPa
	Mulher	13,7 – 31,5 MPa
Rigidez Linear	Homem	219 – 397 N/mm
	Mulher	111 – 287 N/mm
Módulo de Young (MPa)	Homem	93 – 163 MPa
	Mulher	49 – 149 MPa
Coeficiente de Poisson (ν)	0,394	

Fonte: adaptado de (Vieira, 2011; Silvares, 2001)

2.3.8. Deformação

O comportamento mecânico do LCA mais frequentemente medido é a deformação do LCA. Quando um tendão ou ligamento é carregado, ele sofre pressão. A quantidade de deformação é dependente das tensões aplicadas ao tecido e as suas propriedades materiais. As deformações (ε) dentro de um ligamento normalmente são calculadas a partir das medições de deslocamento (L), utilizando a formulação em engenharia:

$$\varepsilon = \frac{L-L_0}{L_0} \times 100 \quad (1)$$

Onde L_0 é o comprimento de referência utilizado para normalizar a resposta de deslocamento. Em medições *in vivo* é comumente utilizado um transdutor de

transdutância diferencial variável (DVRT). O DVRT é um pequeno sensor de deslocamento altamente compatível que pode ser ligado por artroscopia ao feixe AM do LCA (figura 20). Os métodos ópticos surgem também como uma boa possibilidade para a medida das deformações *in vivo* e *in vitro* (Fleming *et al.*, 2001)

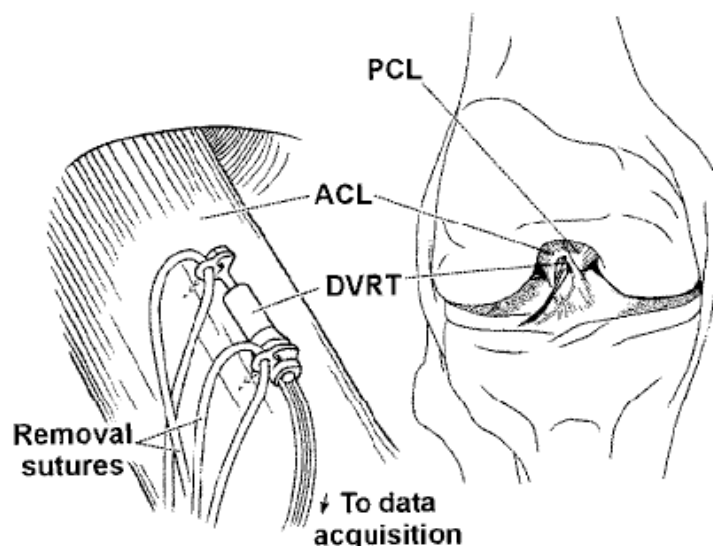


Figura 20 – Colocação do DVRT

Fonte: (Beynon *et al.*, 1998)

Medições *in vivo* das deformações

Fleming *et al.* (2001) compararam a resposta da deformação do LCA em condições de sustentação e não sustentação do peso e em combinação com a aplicação de três cargas diferentes: forças de corte anterior-posterior; torção interna-externa; e momento varo-valgo. Para medição das tensões foi utilizado um DVRT em 11 indivíduos. Todas as cargas foram realizadas com flexão do joelho a cerca de 160°. Os valores negativos indicam que o LCA não está sobre tensão ou carregado. Os resultados obtidos foram os seguintes:

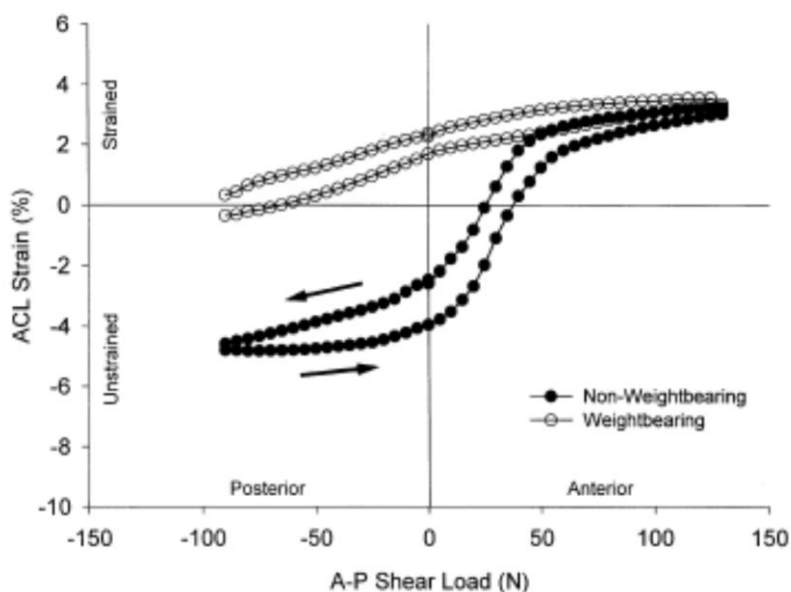


Figura 21 – Resposta da deformação do LCA às forças de corte

Fonte: (Fleming *et al.*, 2001)

Obteve um aumento significativo na deformação do LCA quando está em condição de sustentação do peso. Nas cargas mais elevadas de corte, os valores de deformação tornaram-se iguais (figura 21).

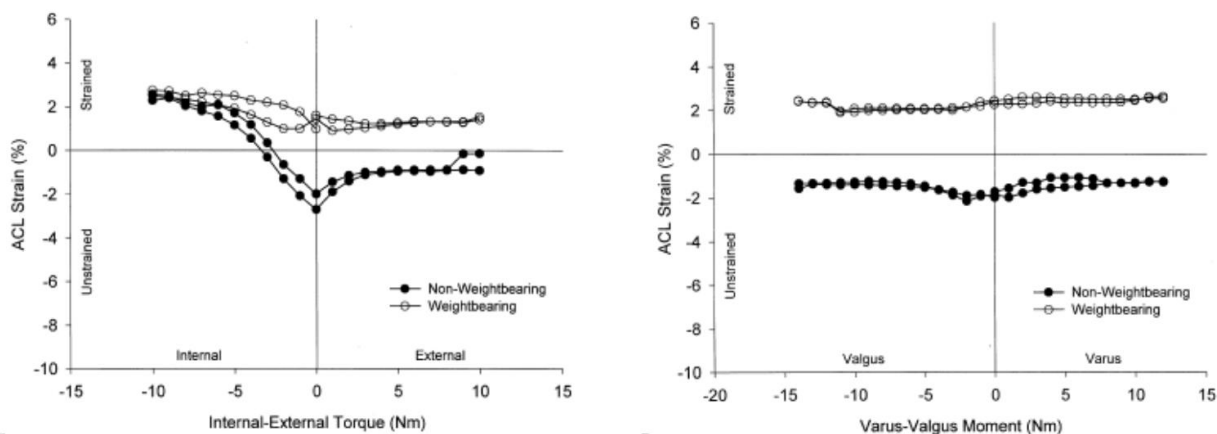


Figura 22 – Resposta da deformação do LCA à torção e aos momentos varo-valgo

Fonte: (Fleming *et al.*, 2001)

Durante a torção axial, um binário interno de 10 Nm colocou sobre tensão o LCA quando em não sustentação do peso enquanto um binário equivalente externo não o fez. Em momento varo-valgo, o LCA não ficou sobre tensão quando o peso corporal não foi aplicado. No entanto, o peso corporal aumentou os valores da deformação do LCA sobre a gama de momentos testados.

Beynnon e Fleming (1998), num artigo de revisão, também apresentaram vários valores para a deformação do LCA sob influência da atividade de alguns músculos.

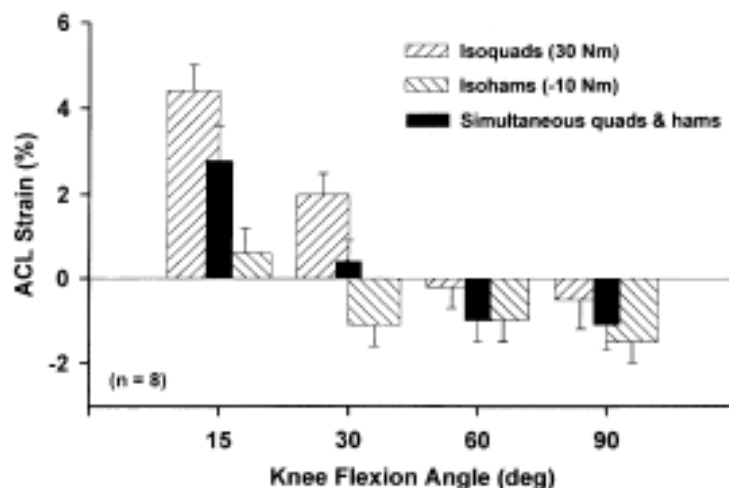


Figura 23 – Valores médios da deformação do LCA em diferentes ângulos de flexão do joelho e com a contração de diferentes músculos

Fonte: (Beynnon *et al.*, 1998)

Na figura 23 estão representados os valores médios da deformação do LCA criados pela contração isométrica dos quadricíptes (isoquads), contração isométrica dos músculos posteriores da coxa, isquiotibiais (isohams), e contração simultânea dos quadricíptes e isquiotibiais (simultaneous quads and hams). Cada exercício foi realizado em 15°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho. A contração isométrica do músculo quadricípite, criando um esforço prorrogação de 30 Nm, produziu um aumento significativo na deformação do LCA (em comparação com a condição com os músculos das pernas completamente relaxados) a 15° e 30° de flexão do joelho, e nenhuma mudança significativa em 60° e 90°. A contração isométrica dos músculos posteriores da coxa, criando um esforço de flexão de 10 Nm, não produziu uma mudança significativa nos valores de deformação do LCA, em comparação com a condição relaxado em todos os ângulos de flexão do joelho. Com a contração simultânea dos músculos quadricíptes e isquiotibiais, verificou-se um aumento significativo nos valores de deformação do LCA em 15°, em comparação com a condição relaxada, e nenhuma alteração na deformação em 30°, 60° e 90° de flexão.

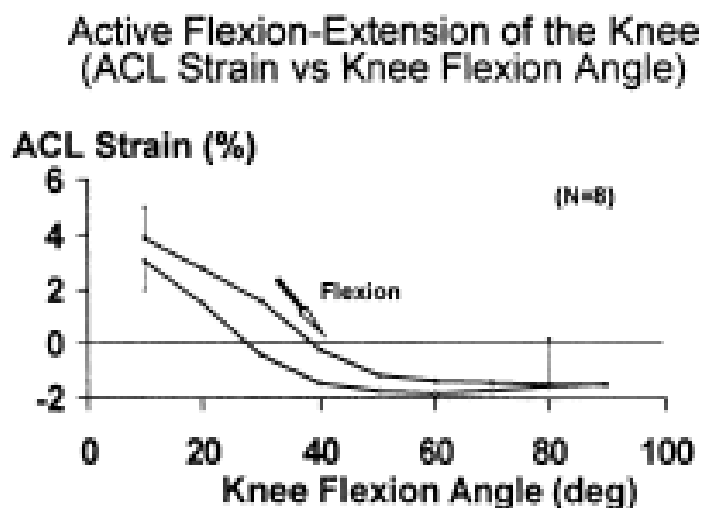


Figura 24 – Valores médios da deformação do LCA durante a extensão e flexão

Fonte: (Beynnon *et al.*, 1998)

Os valores da deformação do LCA da figura 24 foram retirados durante a extensão, através da contração do músculo quadríceps, e da flexão do joelho (assinalado pela seta). A extensão pela contração do músculo quadríceps cria um aumento significativo da deformação do LCA. Nesta figura são mostrados os valores de deformação média e dois desvios-padrão para uma amostra de oito indivíduos do estudo. O mesmo estudo foi realizado, no entanto, os mesmos 8 indivíduos estavam de cócoras (figura 25). Os valores médios da deformação do LCA nas duas posições diferentes não variam de forma significativa.

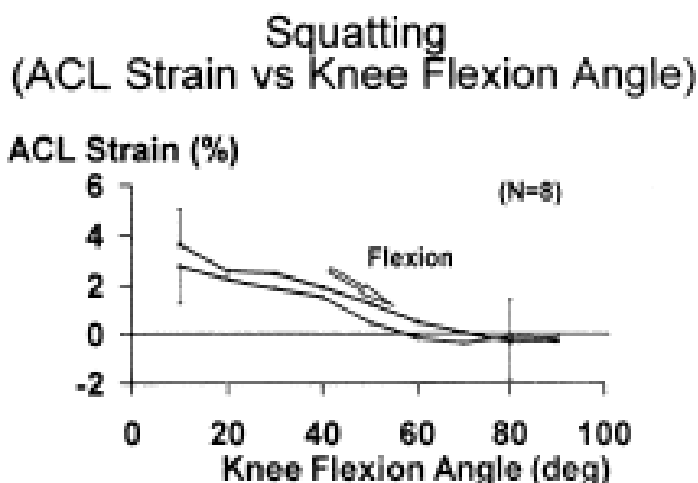


Figura 25 – Valores médios da deformação do LCA durante a extensão e flexão em indivíduos de cócoras

Fonte: (Beynnon *et al.*, 1998)

Taylor *et al.* (2011) tentaram caracterizar as deformações do LCA no movimento de final de salto recorrendo a técnicas de análise de movimento baseadas em marcadores de movimento integradas com fluoroscopia biplanar e RM. Primeiramente, foi caracterizada a geometria do LCA através de imagens de RM de 8 indivíduos saudáveis e desportivamente ativos. Em seguida, através da colocação de marcadores de movimento nas pernas dos indivíduos, foi registado o movimento do joelho durante o movimento de final de salto. Por fim, para captar o movimento do LCA, foi realizada uma fluoroscopia biplanar ainda com os marcadores de movimento no seu lugar. Foram também medidas a flexão do joelho e a força de reação do solo.

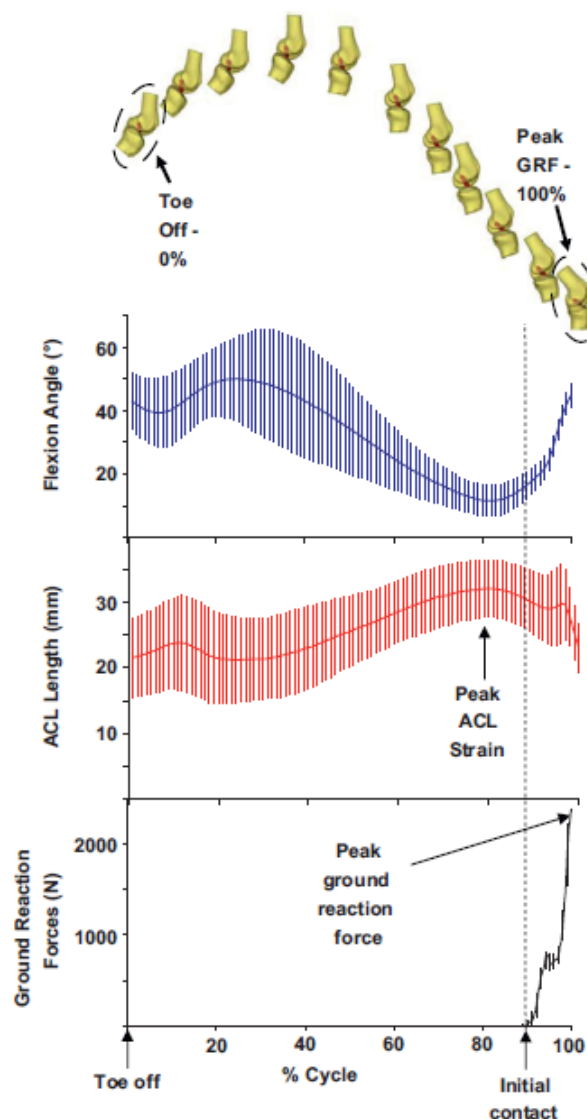


Figura 26 – Flexão do joelho, comprimento do LCA e força de reação do solo durante o movimento de final de salto

Fonte: (Taylor *et al.*, 2011)

Os resultados obtidos por Taylor *et al.* (2011) estão representados na figura 26. No geral, o comprimento do LCA diminuiu com o aumento da flexão do joelho. De realçar que o pico máximo de deformação registou-se a cerca de 80% do movimento e foi de aproximadamente $12 \pm 7\%$.

Taylor *et al.* (2013) utilizaram o mesmo procedimento do trabalho anterior, no entanto, este trabalho incidiu sobre o movimento de marcha. Taylor obteve os seguintes resultados:

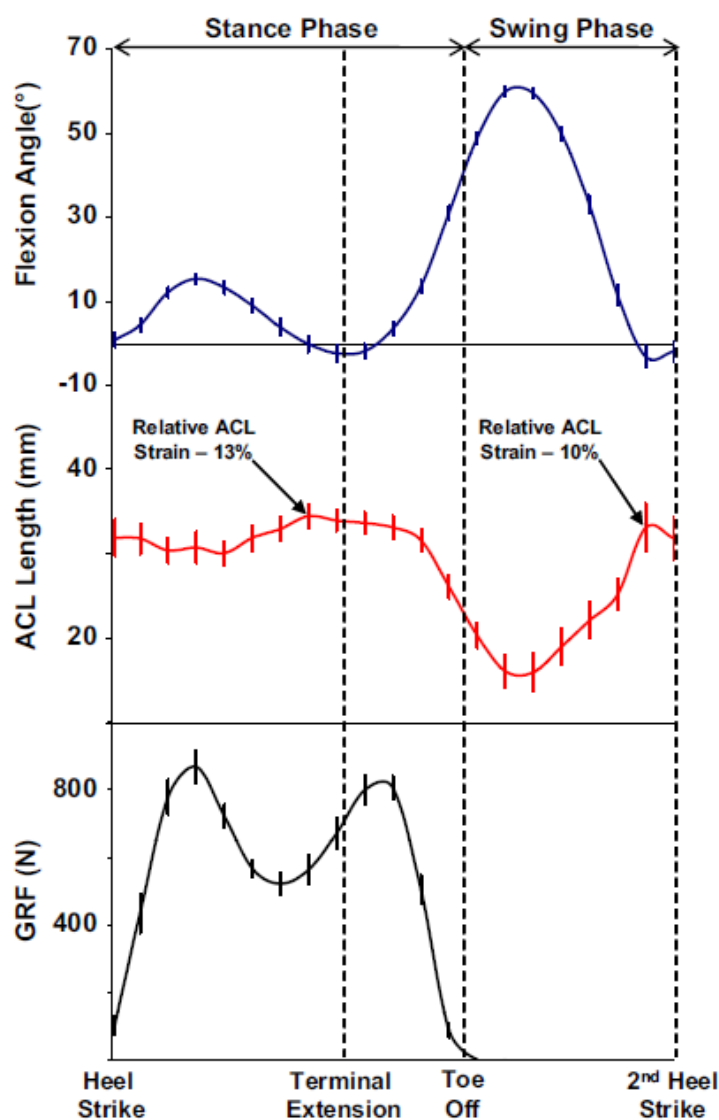


Figura 27 – Flexão do joelho, comprimento do LCA e força de reação do solo durante o movimento de apoio e balanço da marcha

Fonte: (Taylor *et al.*, 2013)

Tal como no caso anterior verificou-se uma diminuição do comprimento do LCA com o aumento da flexão do joelho. O pico de deformação do LCA ocorreu a 60% da fase de apoio e foi de $13 \pm 2\%$. Foi registado outro pico de deformação de $10 \pm 7\%$ na fase de balanço quando o joelho estava a $4 \pm 3^\circ$ de flexão do joelho.

Medições das deformações em cadáveres

Fujiya *et al.* (2011) determinaram o efeito da contração do músculo tibial e da torção aplicada sobre o eixo longitudinal da tíbia na biomecânica da tensão do LCA. Para atingir esse objetivo foram usadas seis amostras de joelho de cadáveres. Foram aplicados binários axiais internos e externos à tíbia quando o joelho se encontrava entre 30° e 120° de flexão, em combinação com condições de carga não muscular, carga isolada dos quadricíptes e de cargas isquiotibiais. Neste estudo foi utilizado também um DVRT. Os resultados obtidos por Fujiya foram os seguintes:

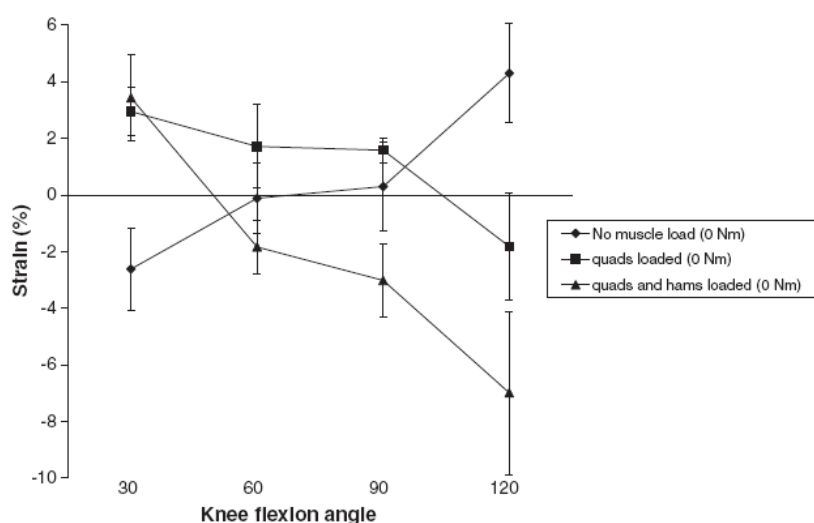


Figura 28 – Valores de deformação do LCA sem nenhuma torção externa aplicada

Fonte: (Fujiya, 2011)

Na figura 28 estão apresentados os valores obtidos por Fujiya da deformação do LCA em diferentes ângulos de flexão do joelho em condições de carga não muscular, carga isolada dos quadricíptes e de cargas isquiotibiais. As barras de erro representam um erro padrão.

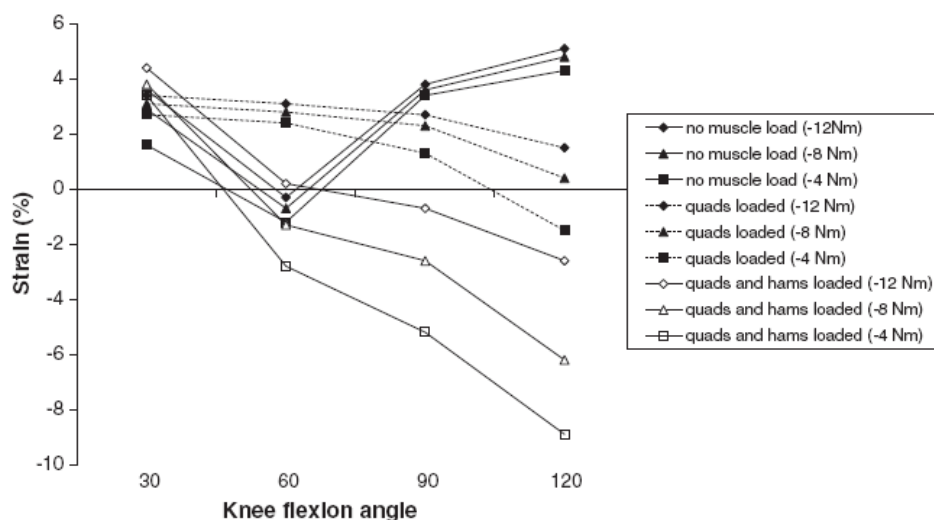


Figura 29 – Valores de deformação do LCA com aplicação de uma torção interna à tibia

Fonte: (Fujiya, 2011)

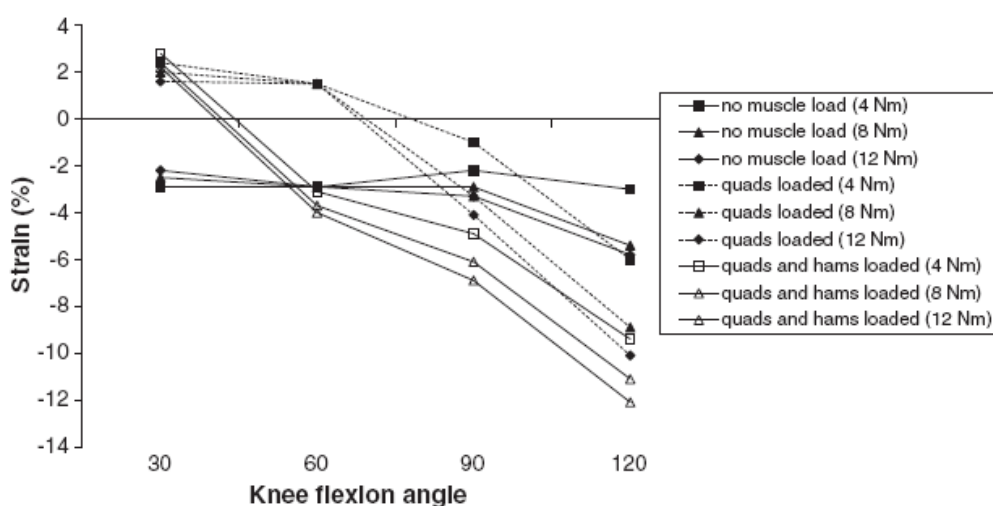


Figura 30 – Valores de deformação do LCA com aplicação de uma torção externa à tibia

Fonte: (Fujiya, 2011)

Os maiores valores de deformação do LCA foram medidos quando não houve a presença da carga muscular, com o joelho a 120° de flexão e, quando foram aplicados binários internos à tibia. Na presença da carga muscular, os valores mais elevados de deformação foram medidos a 30° de flexão, verificando-se uma diminuição gradual com o aumento da flexão do joelho. Durante a contração dos músculos quadricíptes e isquiotibiais o ligamento cruzado anterior não se deformou ou foi minimamente

deformado a 60°, 90° e 120° de flexão do joelho. Este estudo sugere que a contração dos quadricíptes e dos músculos isquiotibiais tem um papel potencial na redução dos valores de deformação do LCA.

Simulação das deformações

Embora as técnicas *in vivo* sejam importantes para verificar a validade de outros estudos para medição das deformações do LCA, elas acarretam algumas dificuldades, como o facto de serem muito invasivas, pelo que se torna difícil a obtenção de voluntários saudáveis. É imperioso, então, arranjar-se soluções para se realizar essas mesmas deformações. Ultimamente, a simulação das deformações do LCA recorrendo a métodos computacionais têm-se destacado e já foram publicados alguns resultados.

Zang *et al.* (2011) tentaram quantificar as deformações no LCA através de uma simulação a computador, que incluiu um modelo biomecânico de deteção de marcadores e um modelo geométrico esquelético. Os estudos de caso realizados por Zang tiveram como incidência três movimentos específicos: o de final do salto, o de corrida e o de mudanças bruscas de direção. Deste estudo resultaram os seguintes resultados:

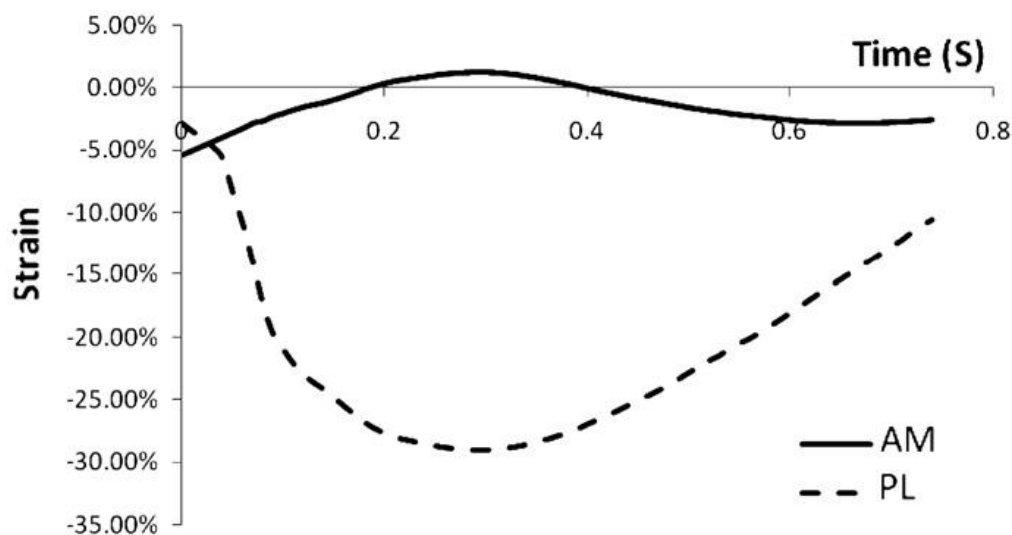


Figura 31 – Deformação do LCA no momento final de salto

Fonte: (Zang *et al.*, 2011)

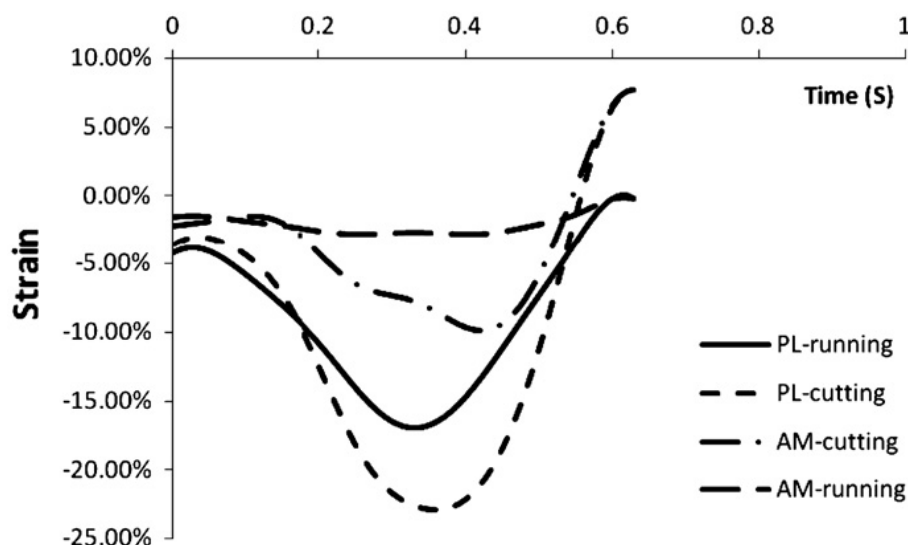


Figura 32 – Deformação do LCA durante a corrida e durante movimentos de mudanças bruscas de direção

Fonte: (Zang *et al.*, 2011)

Tanto a figura 31 como a 32 mostram as deformações do LCA divididas nos dois feixes principais, o AM e o PL.

No momento de final de salto o pico de deformação foi de 1% (figura 31). De notar que a deformação é a percentagem de alongamento do LCA em relação ao comprimento do LCA na sua posição neutra, não em relação ao comprimento do LCA em repouso, o que não é possível de ser quantificada *in vivo*. Observa-se também que a taxa de deformação foi elevada durante a fase de desaceleração inicial, o que indica que o feixe AM estava sob alta tensão durante esta fase.

Na figura 32 pode-se observar que a deformação do LCA é maior durante movimentos de mudanças bruscas de direção em relação ao movimento de corrida. Para o feixe AM, o pico de deformação durante o movimento de mudanças bruscas de direção foi de 7,68%, o que ocorreu na fase final do movimento. Para o movimento de corrida, as mudanças do comprimento do feixe AM não foram significativas. Para o feixe AM, o pico de deformação também ocorreu na fase final do movimento de mudanças bruscas de direção, e foi de 7,45%. Para o movimento de corrida, o pico de deformação foi de 0,03%, também registado no final do movimento.

2.3.9. Forças *in situ*

As forças *in situ* no LCA também são várias vezes relatadas na bibliografia. O conhecimento destas forças é importante para a melhoria da reconstrução cirúrgica do LCA para restaurar a função normal do joelho após lesão.

Para este tipo de medições é frequentemente utilizado um robot com vários graus de liberdade (DOF – *Degree of Freedoms*) e que permite simular a contração de alguns músculos da perna com mais influência na biomecânica do LCA como os isquiotibiais e os quadricíptes. As forças *in situ* são medidas através do princípio da sobreposição, ou seja, as diferenças entre as forças e momentos medidos antes e após a remoção do LCA representam as forças *in situ* no LCA quando o joelho é submetido a cargas musculares. (Woo *et al.*, 1998)

Medições das forças *in situ* em cadáveres

Li *et al.* (1999) mediram as forças *in situ* no LCA através de um robot com vários DOF em resposta a cargas isoladas dos quadricíptes (200 N) e posteriormente com a adição de uma carga isquiotibial (80 N) durante a simulação de um movimento de extensão isométrica do joelho em 10 cadáveres entre os 42 e os 72 anos de idade.

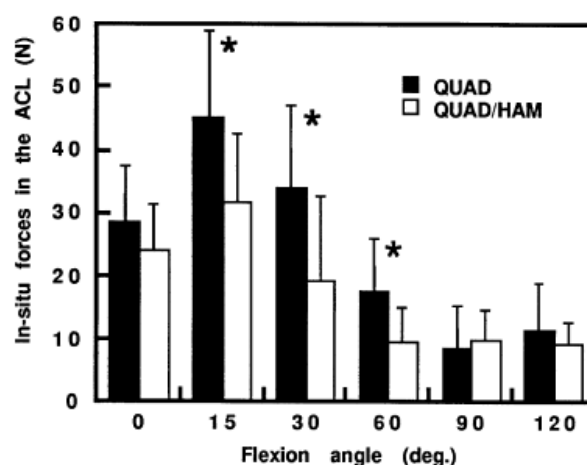


Figura 33 – Forças *in situ* no LCA com aplicação de cargas musculares em vários ângulos de flexão do joelho

Fonte: (Rudy *et al.*, 1999)

Os resultados de Li *et al.* (1999) estão demonstrados na figura 33 através de um gráfico de forças *in situ* no LCA *versus* ângulo de flexão em resposta a cada uma das cargas musculares. O ângulo de flexão e a carga muscular tiveram um efeito estatisticamente significativo sobre força no LCA. Com uma carga dos quadricíptes de

200 N, as forças *in situ* no LCA aumentaram até 15° e depois diminuíram para os ângulos superiores de flexão do joelho. A maior força *in situ* no LCA foi de $44,9 \pm 13,8$ N a 15° de flexão. Entre 90° e 120° de flexão as forças foram de cerca de 10 N. A adição da carga isquiotibiais reduziu significativamente as forças *in situ* no LCA a 15°, 30° e 60° de flexão do joelho. As maiores forças *in situ* no LCA foram reduzidas para $34,7 \pm 11,8$ N a 15° de flexão, o que representa uma redução de cerca de 23%. Não se verificam diferenças significativas entre os 90° e 120°.

À semelhança do estudo anterior, também Li *et al.* (2004) mediram as forças *in situ* no LCA através do método da sobreposição com auxílio de um robot com vários DOF. Eles mediram as forças até ao máximo de 150° de flexão do joelho em resposta a cargas isoladas dos quadríceps (400 N, cerca de metade do peso corporal estimado de cada cadáver) e isquiotibiais (200 N) e posteriormente com cargas simultâneas dos quadríceps e isquiotibiais (400 e 200 N, respetivamente) em 18 cadáveres entre os 52 e os 72 anos de idade.

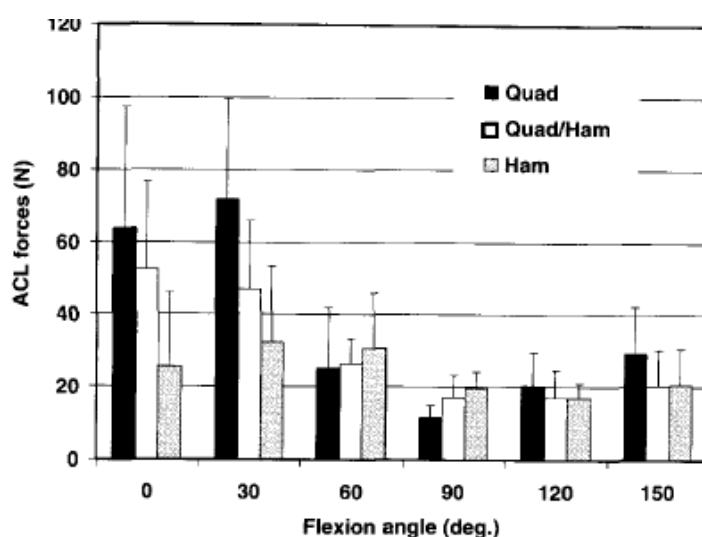


Figura 34 – Forças *in situ* no LCA com aplicação de cargas musculares em vários ângulos de flexão do joelho

Fonte: (Li *et al.*, 2004)

Tal como no estudo anterior de Li *et al.*, verificou-se que as variáveis ângulo de flexão e cargas musculares tiveram um efeito estatisticamente significativo nas forças no LCA (figura 34). Em resposta à carga dos quadríceps, as forças *in situ* no LCA foram máximas entre 0° e 30° de flexão do joelho ($63,9 \pm 33,4$ N e $71,7 \pm 27,9$ N,

respetivamente). As forças no LCA diminuíram significativamente para $25,1 \pm 17,0$ N em 60° . Para ângulos superiores a 60° , não se verificaram diferenças significativas até 150° de flexão, onde aumentaram para $29,6 \pm 12,9$ N. Em resposta a cargas combinadas dos dois músculos, as forças no LCA foram máximas em extensão completa e 30° de flexão ($52,3 \pm 24,4$ N e $46,9 \pm 19,2$ N, respetivamente). Tal como as forças em resposta à carga dos quadricíptes, as forças no LCA diminuíram novamente a 60° . Após 60° de flexão, não se verificaram alterações relevantes nas forças no LCA. Em resposta às cargas isquiotibiais, as forças *in situ* no LCA não se alteraram significativamente com a flexão. As forças variaram de $32,3 \pm 20,9$ N a 30° a $17,1 \pm 4,0$ N a 120° de flexão.

Quando comparados os estudos anteriores verifica-se que um aumento da carga dos quadricíptes e dos isquiotibiais traduz-se num aumento das forças *in situ* no LCA. No entanto, esse aumento não é proporcional ao aumento da carga. Na primeira fase dos estudos de Li *et al.* (1999) e de Li *et al.* (2004), o aumento da carga dos quadricíptes foi de 50% (200 N para 400 N), já as forças *in situ* mais elevadas no LCA apenas aumentaram 37,5% ($44,9 \pm 13,8$ N para $71,7 \pm 27,9$ N). Quando adicionada a carga dos isquiotibiais nos dois estudos (no estudo de Li *et al.* (2004) a carga foi cerca de 60% superior), a diferença das forças *in situ* mais elevadas foi de cerca de 33%. Em ângulos mais elevados, a diferença das forças *in situ* nos dois estudos foi ainda mais notória, verificando-se aumentos de força superiores a 50%.

2.3.10. Ensaios de Tração

Os ensaios mecânicos são fundamentais para compreender o comportamento mecânico de um determinado material, como é o caso do LCA. Os ensaios mecânicos são realizados utilizando o próprio ligamento ou recorrendo a pequenos provetes de dimensões e formas especificadas, segundo procedimentos padronizados.

Testes de tração uniaxial e biaxial são exemplos de testes de tensão que permitem adquirir informação necessária para o cálculo da tensão e deformação de um material. Estes testes de tração consistem em submeter o material a um esforço que tende a alongá-lo até a rutura. Os esforços ou cargas são medidos na própria máquina de ensaio, permitindo conhecer quais os limites de tração que suportam e a partir de que momento se rompe. Neste tipo de teste, para medir a força aplicada é utilizada uma célula de carga, enquanto as variações das dimensões dos provetes ou corpos de prova são dadas pelo deslocamento do prato móvel relativamente ao prato fixo. Durante a carga do corpo

de prova procede-se ao registo de uma curva de força/deslocamento, obtida através de um computador ligado à máquina. Estas curvas desempenham um papel importante na medição da força e rigidez, no entanto para comparar o comportamento de diferentes materiais é necessário normalizar a força e o deslocamento como tensão e deformação, respetivamente, e dividir pelas dimensões da amostra. (Lúcio, 2008)

O seguinte gráfico representa a relação existente entre a tensão e a deformação a que o provete está sujeito no decorrer de um ensaio de tração:

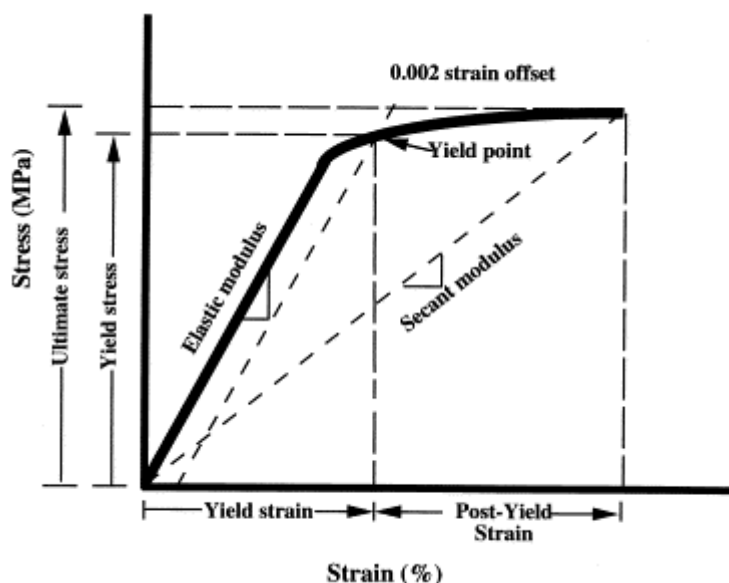


Figura 35 – Gráfico Tensão vs Deformação

Fonte: (Lúcio, 2008)

Na região elástica, a deformação aumenta linearmente com a força, regressando à sua forma original quando a carga deixa de atuar. O declive nesta região determina a rigidez do material (figura 35).

O módulo de Young ou módulo elástico é assim uma medida da rigidez intrínseca do material. No entanto, depende da velocidade do ensaio, aumentando com a velocidade do mesmo. Quando a velocidade é muito elevada o tecido não tem tempo de se deformar e o material torna-se mais rígido e frágil.

Paschos *et al.* (2010) submeteram dez joelhos cadavéricos humanos a um ensaio uniaxial de tração através de uma máquina universal de ensaios INSTRON com uma célula de carga de 5 kN e uma velocidade de tração de 1,5 mm/s. Antes do ensaio, os

joelhos foram conservados a 20°C numa solução de soro fisiológico. Os resultados que obtiveram estão resumidos na tabela seguinte:

Tabela 3 – Resultados obtidos por Paschos *et al.* (2010)

	Specimen No.										Mean	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Age (yr)	52	82	63	78	44	71	88	83	87	88	73.6	15.8
Gender	M	F	M	F	M	M	F	F	M	F		
Length (mm)	22	20	20	16	29	31	19	18	22	20	21.7	4.7
Diameter (mm)	7	8	7	6	7	9	12	12	13	10	9.1	2.5
Maximum load (N)	637	169	741	326	838	149	210	248	368	315	400.1	248.0
Elongation at break* (mm)	16.1	18.5	29.2	21.6	26.2	24.1	29.4	29.9	29.2	25.8	23.3	8.8
Stiffness (N/mm)	61	33	65	44	101	35	42	38	90	63	57.2	23.5
Young's modulus (MPa)	35	13	34	25	76	17	7	6	15	16	24.4	20.7

Fonte: (Paschos *et al.* 2010)

Paschos *et al.* (2010) obtiveram um módulo de Young médio de 24,4 MPa. No momento da rutura o LCA apresentou em média um deslocamento de 23,3 mm e aguentou uma carga de 400,1 N.

Outro resultado interessante verificado por Paschos *et al.* (2010) foi o facto de o LCA continuar a deformar-se mesmo após ter atingido a sua carga máxima. Algumas fibras falharam inicialmente, mas as fibras intactas apresentaram um potencial de carga remanescente. Esse facto é justificado pela presença de um segundo pico de carga nos gráficos obtidos por Paschos *et al.*. A figura 36 mostra um dos gráficos carga vs deslocamento traçados para um dos ligamentos e correlaciona também, através de imagens, o momento da falha das diferentes fibras que constituem o LCA com os picos de carga verificados nesse mesmo gráfico.

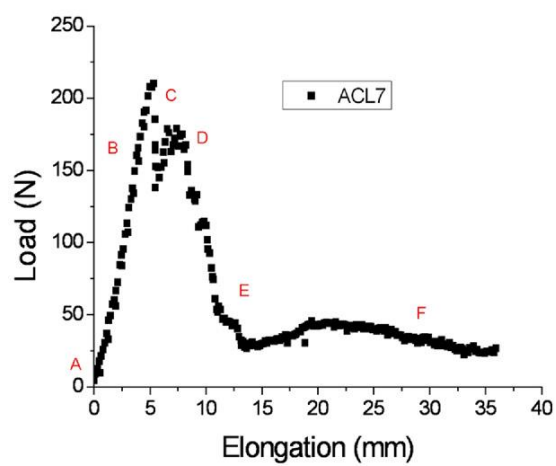
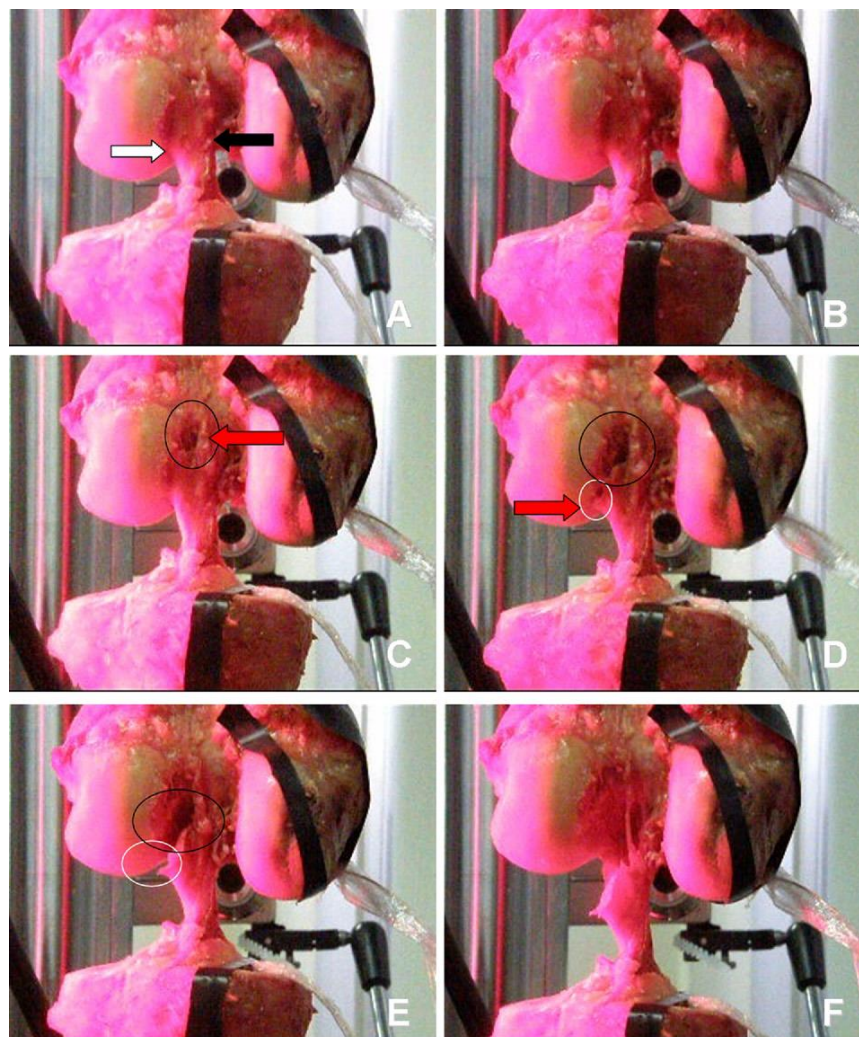


Figura 36 – Gráfico Carga vs Deslocamento acompanhado por imagens que demonstram a falha das fibras que constituem o LCA

Fonte: (Paschos *et al.* 2010)

2.3.11. Lesão

A lesão do LCA é muito comum entre atletas desportivos, ocorrendo principalmente em indivíduos que praticam desportos que envolvem movimentos rotativos do joelho como por exemplo futebol, basquetebol, andebol ou esqui. As lesões do LCA são funcionalmente incapacitantes. Estima-se que a incidência anual da lesão do LCA é de cerca de 0,8 por cada 1000 habitantes com idade entre 10 a 64 anos, mas o verdadeiro número de lesões do LCA pode ser ainda maior, pois os indivíduos feridos não sofrem grandes sintomas. (Fobrelt *et al.*, 2007)

Os custos associados a este tipo de lesão são muito elevados, quando considerando o custo da imagiologia, cirurgia reconstrutiva, órtese no pós-operatório e reabilitação. O custo médio anual é estimado em mais de 2 bilhões de dólares só nos Estados Unidos da América. Além disso, o impacto psicológico de tal lesão pode ser bastante devastador para o indivíduo e não deve ser subestimada, particularmente no atleta de alto nível. Normalmente, um atleta vai perder cerca de seis a nove meses de jogo competitivo, como resultado da lesão do LCA. (Silvers e Mandelbaum, 2011)

A taxa da lesão do LCA em pessoas do sexo feminino é superior à taxa em pessoas do sexo masculino em cerca de 4 a 6 vezes. As razões para uma maior taxa de lesões entre indivíduos do sexo feminino ainda não são totalmente compreendidas, mas têm sido atribuídas a fatores como a menor largura do intercôndilo, a fatores hormonais ou até ao inferior controlo neuromuscular. (Neuman, 2010; Silvers e Mandelbaum, 2011)

Aproximadamente 70% de todas as lesões do LCA acontecem sem que haja contato, enquanto os restantes 30% envolvem o contato de uma força externa. As lesões do LCA sem contato podem ser divididas em quatro principais fatores de risco: ambientais, anatómicos, hormonais e neuromusculares e biomecânicos: (Neuman, 2010; Silvers e Mandelbaum, 2011; Georgoulis, 2010; Micheo, 2010)

Fator ambiental

Os fatores de risco ambientais são fatores extrínsecos que incluem as ortóteses profiláticas e funcionais do joelho, a escolha do calçado, a superfície de jogo ou o tempo (clima). No *design* do calçado é importante lembrar que apesar de um maior coeficiente de atrito poder melhorar o desempenho, este pode também aumentar, inadvertidamente, a lesão ligamentar. O tipo de piso ou superfície de jogo também tem uma relação direta com as lesões do LCA. O tempo frio e a chuva estão associados a um menor risco de

lesões no joelho e tornozelo, provavelmente devido à redução do atrito entre o calçado e a superfície.

Fator anatômico

Vários fatores de risco anatômicos podem desempenhar um pequeno papel na incidência de lesões sem contato do LCA, porém, eles podem ter um impacto mais direto quando o corpo se move de forma dinâmica.

A incursão do LCA contra a porção lateral da fossa intercondilar medial do fêmur tem sido proposta como uma potencial causa anatômica de lesão. Outro fator que pode ser relevante para o aumento do risco de sofrer uma lesão do LCA é a inclinação posterior do prato tibial.

No entanto, futuros estudos para avaliar as taxas de incidência em relação aos fatores de risco anatômicos em meios dinâmicos são necessários.

Fator hormonal

As diferenças hormonais entre indivíduos do sexo feminino e masculino poderiam, em certa medida, explicar a discrepância nas taxas de lesões. O risco de uma lesão do LCA parece ser maior na fase pré-ovulatória do que na fase pós-ovulatória do ciclo menstrual. Os resultados de medição de metabólitos dos níveis de progesterona, estrogênio e de hormona luteinizante no momento da ruptura do ligamento cruzado anterior indicaram que as mulheres tinham uma probabilidade maior de lesões do LCA durante a fase ovulatória e uma menor probabilidade na fase lútea do ciclo menstrual. Além disso, alguns recetores de hormonas sexuais foram evidenciados no LCA humano. Até à data, é evidente que as hormonas sexuais (estrogênio, testosterona e relaxina) têm um papel significativo na biologia normal e fisiologia do colagénio (principal constituinte do LCA).

Fator neuromuscular e biomecânico

O fator de risco com maior relevância para a lesão do LCA é o fator neuromuscular e biomecânico.

Controlo neuromuscular é definido como a resposta eferente inconsciente a um sinal aferente relativamente à estabilidade da articulação dinâmica. Os sinais aferentes propriocetivos que provocam controlo motor podem ser distinguidos pelo seu papel: *feedback* ou *feedforward*. Mecanismos de *feedback* são o resultado de uma entrada aferente (força ao conjunto) e são reflexivos. O tempo para provocar tal reação é maior e, por esse motivo, pensa-se que este mecanismo está envolvido de forma mais significativa na manutenção da postura e do movimento lento. Já os mecanismos *feedforward* são o resultado da pré-ativação da preparação dos músculos. Vários estudos têm indicado que as atividades propriocetivas podem desempenhar um papel importante na redução das lesões.

A força muscular e os padrões de recrutamento são cruciais para a estabilidade do joelho. Devido ao seu local de fixação, os quadricípites servem como um antagonista para o LCA, aumentando a força de corte anterior na tíbia. Os tendões atuam como um agonista para o LCA, pois reforçam o ligamento, impedindo a translação anterior excessiva da tíbia. Se os músculos isquiotibiais demonstrarem fraqueza ou um atraso no tempo de contração em comparação com os quadricípites, o LCA pode ter um risco aumentado de lesão e, posteriormente, levar ao fracasso da tração.

Quando comparada a biomecânica dos dois diferentes géneros sexuais verifica-se que os jovens do sexo feminino durante o impacto no momento final de um salto têm um maior momento de abdução do joelho e ângulos inferiores de flexão do joelho e, além disso, os seus músculos isquiotibiais e quadricípites apresentam menores proporções. Todos estes fatores aumentam o risco de lesão do LCA.

O mecanismo de lesão mais frequente ocorre quando o LCA está sobre uma grande tensão, gerada normalmente numa situação que combina leve flexão, varo e rotação externa do fémur, ao mesmo tempo em que ele se apoia no PCL que é mais resistente. (Noronha, 1999)

Em qualquer mecanismo de lesão, o doente refere ter sentido um "estouro" dentro do joelho, correspondendo ao ultrapassar do limiar da resistência das fibras do LCA. Muitas vezes, refere ainda que o joelho "saiu do lugar", sendo isto a manifestação da subluxação fémuro-tibial. Tudo isto é acompanhado de intensa dor generalizada. Alguns minutos após a rutura, surge derrame hemático mais ou menos volumoso. Há casos de rutura silenciosa do LCA, sem que o doente se aperceba. Ocorrem quando a chanfradura

é estenosada, normalmente em situações em que o LCA vai sendo lesado contra o teto da chanfradura intercondiliana do fêmur, que o leva lentamente à isquemia e à rutura. Também a debilidade constitucional do LCA pode ser responsável por rutura silenciosa. (Noronha, 1999)

Uma lesão aguda do LCA, cerca de 15% das lesões do LCA, raramente é isolada, é geralmente associada a lesões concomitantes para os meniscos (60%), a cartilagem (20%) e ligamentos colaterais. A curto prazo, uma lesão do LCA é frequentemente associada com mudanças no estilo de vida ou a invalidez devido à frouxidão ligamentar do joelho, lesões meniscais e redução da força muscular dos quadricípites. A longo prazo, há um alto risco de lesão do menisco e do desenvolvimento de osteoartrite do joelho. (Neuman, 2010; Silvers e Mandelbaum, 2011)

2.3.12. Diagnóstico da lesão

O diagnóstico da lesão do LCA pode ser utilizado para confirmação e avaliação pré-operatória. Atualmente, para um diagnóstico eficaz o profissional pode se providir de várias ferramentas.

Desde logo, através de uma avaliação do histórico do paciente e de um eficiente exame físico podem-se retirar informações-chaves que indicam uma lesão aguda do LCA. Na avaliação do histórico da lesão são importantes os relatos do paciente no momento em que ela ocorre, como o “estouro” ou a sensação que o joelho “saiu do lugar” referido no subcapítulo anterior. As informações-chave do exame físico são a avaliação da capacidade do LCA e uma avaliação completa de outras áreas do joelho, visto que a lesão do LCA ocorre muitas vezes em combinação com outras lesões do joelho. A amplitude de movimento do joelho é um indicador importante. No entanto, o exame físico da lesão aguda do LCA pode ser, por vezes, difícil, devido à dor e à presença de um derrame. Em casos de lesões parciais do LCA, o exame físico pode também não ser muito confiável, pelo que é necessário recorrer a outras ferramentas. (Drakos e Varren, 2009; Micheo, 2010)

Um conjunto padrão de radiografias, incluindo ântero-posterior, lateral bem como outras vistas que o profissional ache importantes, podem ser úteis para ajudar a determinar o alinhamento, alterações artríticas ou fraturas por avulsão (fratura em que estruturas de tecidos moles arrancam pedaços da sua fixação óssea). A ecografia,

através do uso de ultrassons é uma ferramenta barata que tem sido usada como teste de triagem não-invasivo para lesões agudas do LCA. (Drakos e Varren, 2009; Micheo, 2010)

Como ferramenta mais precisa surge a ressonância magnética (RM). A RM magnética utiliza poderosos magnetos e ondas de rádio e é um teste não invasivo preciso para o diagnóstico da lesão do LCA, mesmo na presença de edema grave. É particularmente útil para a avaliação de uma patologia associada, como uma lesão da cartilagem articular, meniscal ou de outros ligamentos. (Drakos e Varren, 2009; Micheo, 2010)

2.3.13. Reconstrução

A técnica de reconstrução do LCA não reúne, ainda hoje, consenso entre os especialistas. É impossível conseguir-se, com os enxertos disponíveis, a reconstituição idêntica ao LCA original, com a complexa orientação tridimensional das fibras de colagénio e com amplas zonas de inserção femoral e tibial, orientadas nos vários planos do espaço. O grande número de técnicas cirúrgicas até hoje propostas espelha a insatisfação ainda existente. (Noronha, 1999)

História da cirurgia da reconstrução do LCA

Em 1920, Hey Groves realizou a reconstrução do LCA usando um transplante da fáscia lata (figura 37). O enxerto tinha cerca de 10 cm de comprimento e 2 cm de largura, e depois de recolhido, foi passado por túneis no fémur e na tíbia. Pode-se considerar esta cirurgia como o ponto de partida para as técnicas atualmente utilizadas na reconstrução do LCA. (Noronha, 1999; Colombet *et al.*, 2008)

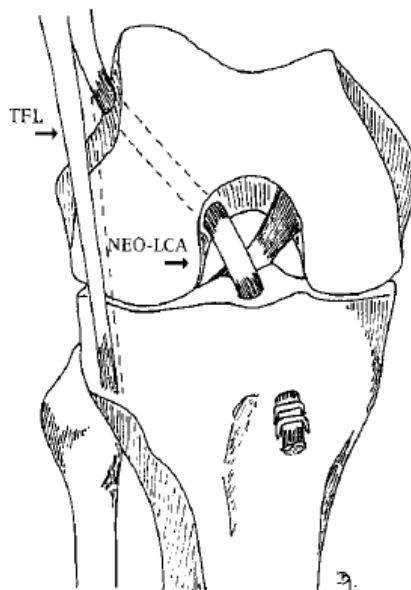


Figura 37 – Técnica de Groves.

TFL: Tensor da fáscia lata; NEO-LCA: Novo LCA.

Fonte: (Noronha, 1999)

Em 1935, Willis C. Campbell relatou a primeira utilização de um enxerto da parte interna do tendão patelar, da cápsula e tendão quadricipital (figura 38). A técnica de perfuração envolvia dois túneis, um na tíbia e outro no fêmur. O enxerto foi suturado ao periósteo na saída do túnel femoral. A cirurgia foi seguida por tala-posterior de fixação para um período de 3 semanas. A técnica não se tornou muito difundida até MacIntosh a reintroduzir, muitos anos depois. (Noronha, 1999; Colombet *et al.*, 2008; McCulloch, 2007)

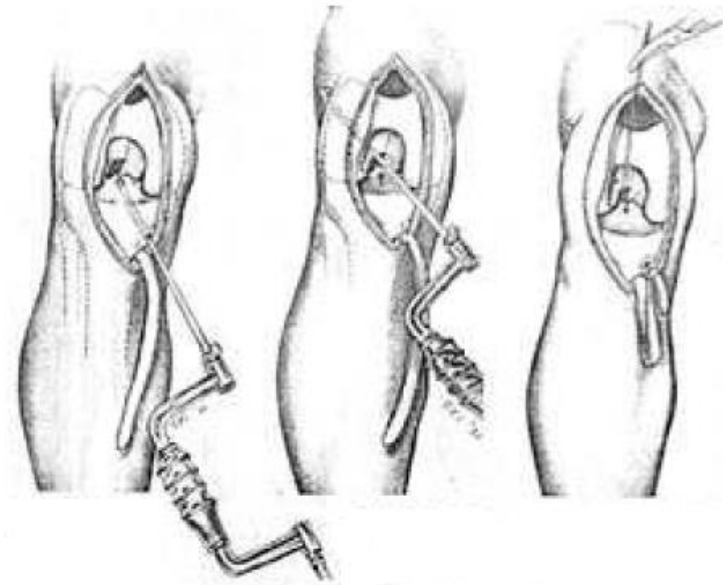


Figura 38 – Técnica de Campbell

Fonte: (Colombet et al., 2008)

Em 1938, Palmer apresentou os primeiros guias, já algo elaborados, para a realização dos túneis ósseos destinados à passagem do enxerto do LCA. (Noronha, 1999; McCulloch, 2007)

A ideia da utilização dos tendões da "pata de ganso" deve-se a Lindeman, em 1950 (figura 39). O tendão do reto interno era desinserido distalmente e passado através da cápsula posterior, sendo realizado um túnel tibial na zona pré-espinal. Trata-se de uma plastia ativa, que não substitui diretamente o LCA, mas, pelo seu efeito ativo de contração muscular, tenta reduzir a translação tibial anterior. (Noronha, 1999; Colombet, 2008)

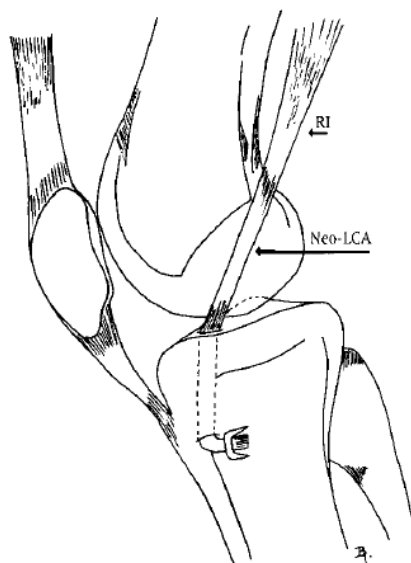


Figura 39 – Técnica de Lindeman

RI: Tendão do reto interno

Fonte: (Noronha, 1999)

Keneth-Jones, em 1963, foi o grande impulsionador da utilização do tendão patelar. Servia-se do terço médio do tendão, que permanecia inserido na tíbia, prolongando-se proximalmente por osso da rótula e tira de tendão quadricipital (figura 40). (Noronha, 1999; Colombet, 2008; McCulloch, 2007)

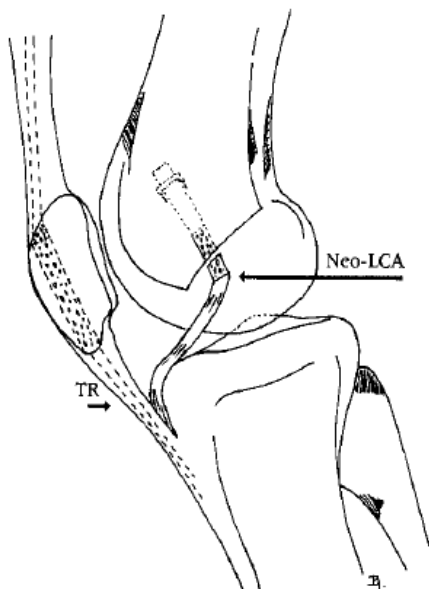


Figura 40 – Técnica de Keneth-Jones

TR: Tendão rotuliano/patelar

Fonte: (Noronha, 1999)

A passagem pelo lado anterior da tíbia não permitia fixar a inserção óssea patelar junto da inserção femoral original do LCA, tendo de ficar muito anterior. Daí que o conflito com o teto da chanfradura era inevitável, sendo constante o défice de extensão ou a degradação da plastia ligamentar. (Noronha, 1999)

Bruckner, em 1964, sugeriu a desinserção do tendão patelar, com porção óssea da tíbia e da patela (figura 41). Assim surgiu o enxerto ligamentar mais utilizado, o osso-tendão-osso. Esta sugestão foi aceite por Franke e Dejour (figura 42). (Noronha, 1999; Colombet, 2008)

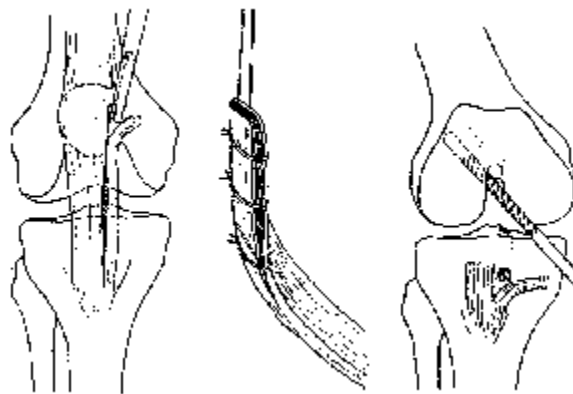


Figura 41 – Técnica de Bruckner

Fonte: (Colombet *et al.*, 2008)

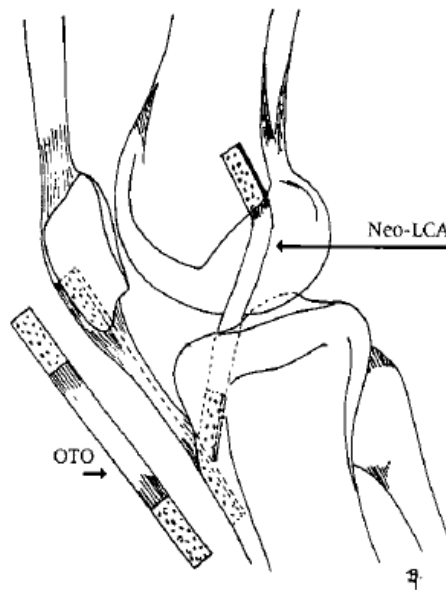


Figura 42 – Técnica de Franke e Dejour

Fonte: (Noronha, 1999)

Em 1976, Macintosh propôs a reconstrução do LCA com uma tira de fáscia lata, mantendo a inserção no tubérculo de Gerdy e sendo seccionada proximalmente. No fêmur era passada sobre a parte superior e na tíbia era efetuado um túnel ósseo (figura 43). (Noronha, 1999; Colombet, 2008; McCulloch, 2007)

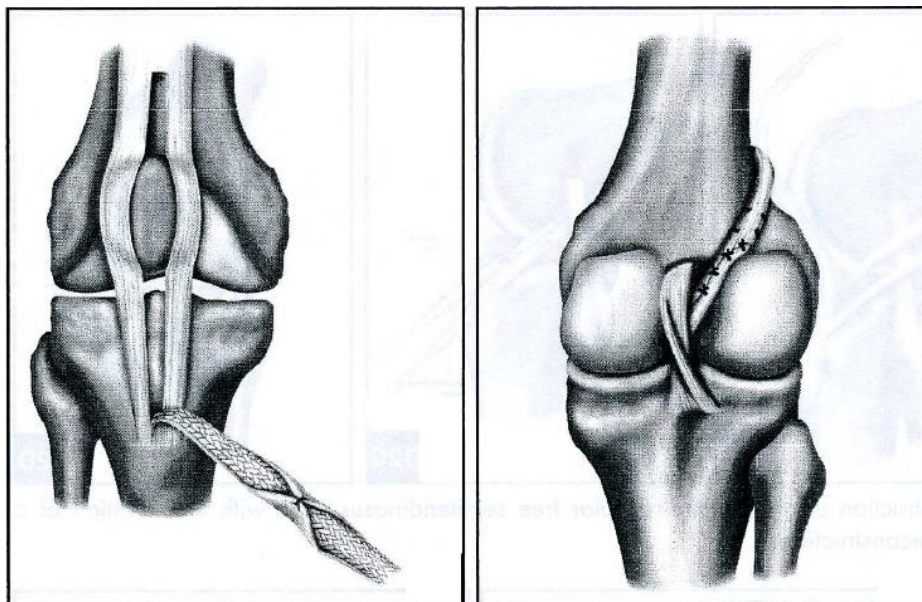


Figura 43 – Técnica de Macintosh

Fonte: (McCulloch, 2007)

Para resolver os problemas relacionados com o insuficiente comprimento do tendão patelar, Erickson, em 1976, apresentou uma variante da técnica descrita por Kenneth-Jones (figura 44). Mantinha a inserção distal do tendão patelar, mas realizava túnel tibial que encurtava o trajeto. Mesmo assim, a técnica só resulta quando o tendão é longo. (Noronha, 1999)

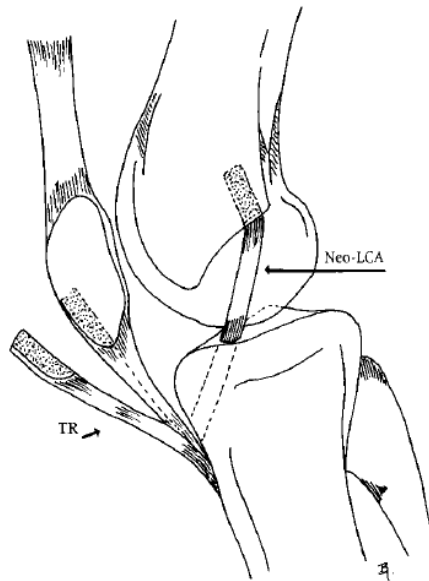


Figura 44 – Técnica de Erikson

Fonte: (Noronha, 1999)

Em 1979, Marshall descreveu a técnica que utiliza em contiguidade o terço médio longitudinal do tendão patelar, a fáscia pré-patelar e uma tira de tendão quadricipital, assim obtendo comprimento suficiente para a plastia intra e extra-articular. No fêmur, o enxerto era passado pela parte superior dos seus côndilos distais, sendo realizado túnel na tíbia. O ponto frágil deste enxerto localiza-se na união da fáscia pré-patelar com o tendão quadricipital. (Noronha, 1999)

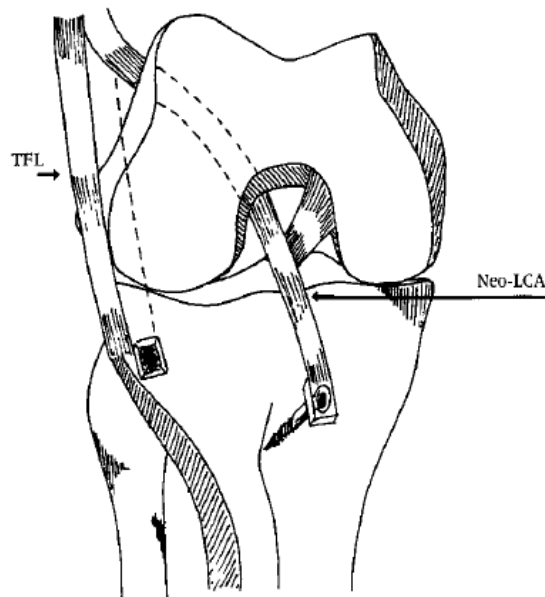


Figura 45 – Técnica de Insall

Fonte: (Noronha, 1999)

Clancy em 1982 propôs que o enxerto de tendão patelar mantivesse a união vascular à bolsa de Hoffa, tentando melhorar a viabilidade do enxerto (figura 46). Progressivamente foi abandonando este pormenor técnico, por não encontrar vantagens quanto à vascularização e por terem surgido défices de extensão por interposição da bolsa de Hoffa entre a tibia e o fémur. (Noronha, 1999)

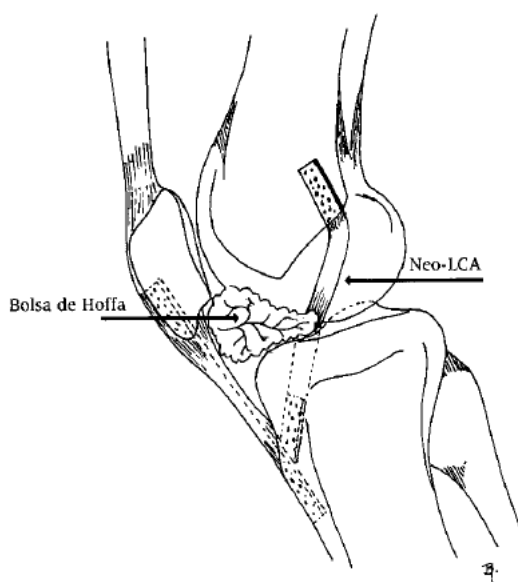


Figura 46 – Técnica de Clancy

Fonte: (Noronha, 1999)

Em 1983, Zaricznyj propôs a reconstrução do LCA, utilizando, de forma passiva, os tendões dos músculos semitendinoso e reto interno. Os dois tendões passavam por túneis independentes na tibia, no fémur um passava igualmente por um túnel enquanto o outro passava pela parte superior do seu côndilo distal. (Noronha, 1999)

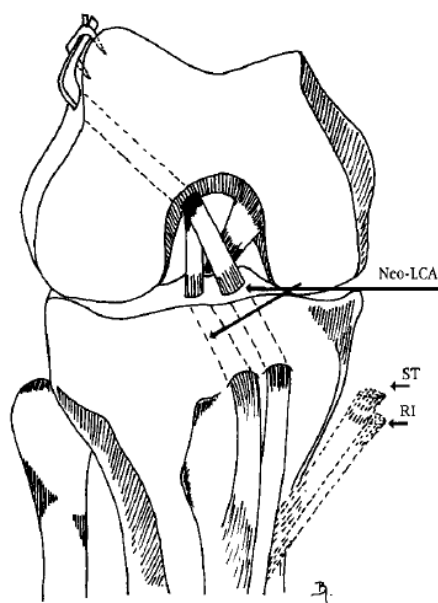


Figura 47 – Técnica de Zaricnyi

Fonte: (Noronha, 1999)

A utilização do tendão quadricipital, proposta por Blauth, em 1984, é uma alternativa válida. A sua maior espessura garante grande resistência, com pequena morbilidade. (Noronha, 1999)

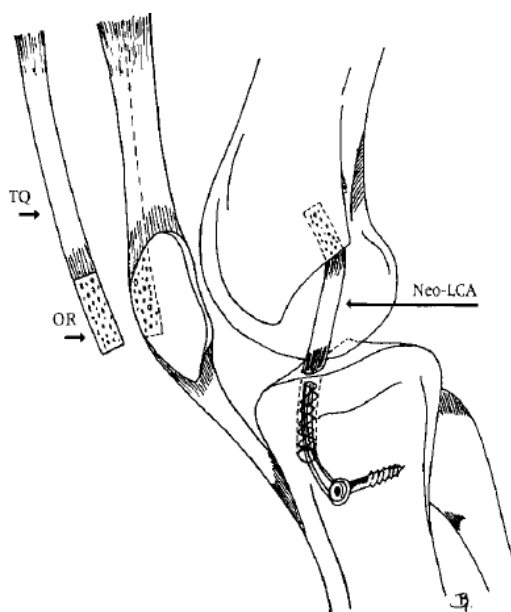


Figura 48 – Técnica de Blauth

Fonte: (Noronha, 1999)

A técnica de uni-túnel proposta por Hendler evita a incisão na face externa do joelho, reduzindo a morbidade, nomeadamente o risco de infecção (figura 49). No entanto, requer cuidado especial, designadamente quanto ao local do túnel femoral. É muito frequente que o túnel fique localizado erradamente no teto da chanfradura do fémur ou excessivamente anterior, relativamente ao local considerado conveniente quanto à isometria, comprometendo seriamente a viabilidade do enxerto e/ou a mobilidade do joelho. (Noronha, 1999)

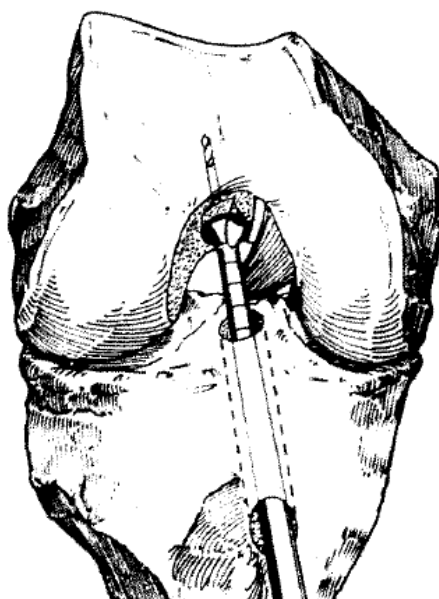


Figura 49 – Técnica uni-túnel

Fonte: (Noronha, 1999)

Tipo de enxerto

O material de enxerto ideal deve fornecer as mesmas propriedades biomecânicas e reproduzir a complexa anatomia do LCA nativo, permitir uma fixação segura, promover a rápida incorporação biológica de modo a promover uma reabilitação acelerada, e minimizar a morbidade do local dador. Até ao dia de hoje, inúmeras alternativas de enxerto com resultados práticos aceitáveis têm sido relatadas na literatura. Estes enxertos podem ser obtidos do próprio indivíduo (autoenxertos), de outro indivíduo (aloenxertos) ou, em alternativa, serem usados enxertos artificiais. Autoenxertos incluem o tendão patelar, o tendão quadricipital e o tendão isquiotibial (mais comumente designado de “Pata de Ganso”). Já os aloenxertos mais utilizados têm sido o tendão

isquiotibial, o tendão de Aquiles e o tendão tibial anterior ou posterior. (Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002; Neuman, 2010)

I. Autoenxerto

Muitas vezes, a força do tecido colhido é o primeiro fator considerado na seleção de autoenxertos. A resistência à tração final do enxerto do LCA nunca é superior à sua resistência à tração inicial, por isso, é importante usar tecidos enxertados que têm uma resistência à tração inicial, pelo menos, tão grande como a do LCA nativo. A eliminação do risco de transmissão de doenças e de reação imune ao tecido do enxerto são as grandes vantagens na utilização de tecido autólogo. As desvantagens de usar tecido autólogo incluem o aumento do tempo operatório necessário devido à recolha do enxerto e a morbidade do local dador. Além disso, em casos de revisão, deve se ter em consideração que pode haver uma quantidade limitada de tecido autólogo disponível, dependendo da quantidade dos enxertos utilizados nos procedimentos anteriores. A seleção da fonte do autoenxerto depende de diversas variáveis, como a preferência/experiência do cirurgião, o estado do joelho contralateral, as fontes de autoenxerto anteriores, o tempo do procedimento ou a celeridade do processo de reabilitação. (Levy e Ducey, 1998)

Tendão Patelar

O complexo osso-tendão patelar-osso (OTPO) (figuras 37 e 38) é a primeira escolha de muitos cirurgiões como enxerto na reconstrução do LCA. Para a reconstrução do LCA é recolhido cerca de um terço da parte intermédia do OTPO. O OTPO tem uma alta resistência e rigidez, tornando a sua capacidade de restaurar a estabilidade do joelho mais provável e com menor risco de falha do enxerto. (Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002; Levy e Ducey, 1998; Neuman, 2010)

A vantagem da fixação osso-osso permite uma regeneração mais rápida e a revascularização. Além disso, a fixação de parafusos de interferência permite uma fixação sólida e rígida difícil de combinar com outros tipos de enxertos. Outra vantagem é a de que é possível um programa de reabilitação acelerado, diminuindo assim a morbidade pós-operatória. Consistentemente, resultados bastantes satisfatórios de reconstrução do LCA usando o OTPO têm sido alcançados. (Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002; Levy e Ducey, 1998)

No entanto, quer no caso de cirurgias de revisão quer em reconstruções primárias, problemas pós-operatórios de morbidade no local do enxerto recolhido têm sido relatados. Outros problemas raros, como a fratura da patela, a rutura do tendão patelar também já foram relatados. A dor patelo-femoral, a diminuição do movimento patelar, tendinite e fraqueza dos quadricíptes surgem como problemas mais frequentes. O consenso geral é que a incidência da dor anterior do joelho é maior após a colheita OTPO do que de outro enxerto. O efeito da recolha do OTPO no mecanismo de força dos quadricíptes é ainda um tema controverso. Acredita-se que a interferência no mecanismo extensor leva a uma diminuição da força dos quadricíptes no início do período pós-operatório, que se resolvem num período de tempo variável. (Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002; Levy e Ducey, 1998; Neuman, 2010)

“Pata de Ganso”

Devido essencialmente à morbidade associada ao enxerto OTPO na reconstrução do LCA, muitos cirurgiões optam pelo uso como enxerto da “Pata de Ganso” (figuras 37 e 38). “Pata de ganso” é um conjunto de tendões dos músculos da coxa que se inserem distalmente na tíbia. É formada pelos tendões dos músculos sartório, grácil e semitendinoso, que possuem função de fletir o joelho. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002)

As principais vantagens associadas a esta escolha de enxerto incluem o aumento da força, rigidez e área transversal do enxerto, bem como a diminuição da morbidade do local dador e a preservação do mecanismo extensor. Biomecanicamente sabe-se que um fio único de um enxerto do tendão semitendinoso apresenta aproximadamente 70% da força do LCA e que um fio único de um enxerto do tendão grácil é de 49%. A utilização de filamentos múltiplos, por conseguinte, deve pelo menos igualar a força do LCA nativo ou do autoenxerto OTPO. No entanto, o uso deste tipo de enxerto tem algumas desvantagens como o maior tempo de cura devido ao túnel de inserção do tendão e a fraqueza dos músculos isquiotibiais. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005; Gulick e Yoder, 2002)

Tendão Quadricipital

Embora o tendão do quadricipital (figura 37) seja volumoso e permita a fixação osso-osso só de um lado, é uma opção de enxerto viável para o cirurgião que não queira

considerar os outros tipos de enxertos. Este tipo de enxerto não é muito abordado na literatura, mas é usado clinicamente, principalmente na Europa. Além de só permitir a fixação osso-osso de um lado, o enxerto do tendão quadricipital apresenta como outras desvantagens a morbidade do local dador, os danos na cartilagem articular da patela, a dor patelo-femoral e a fraqueza dos quadricípites. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005)

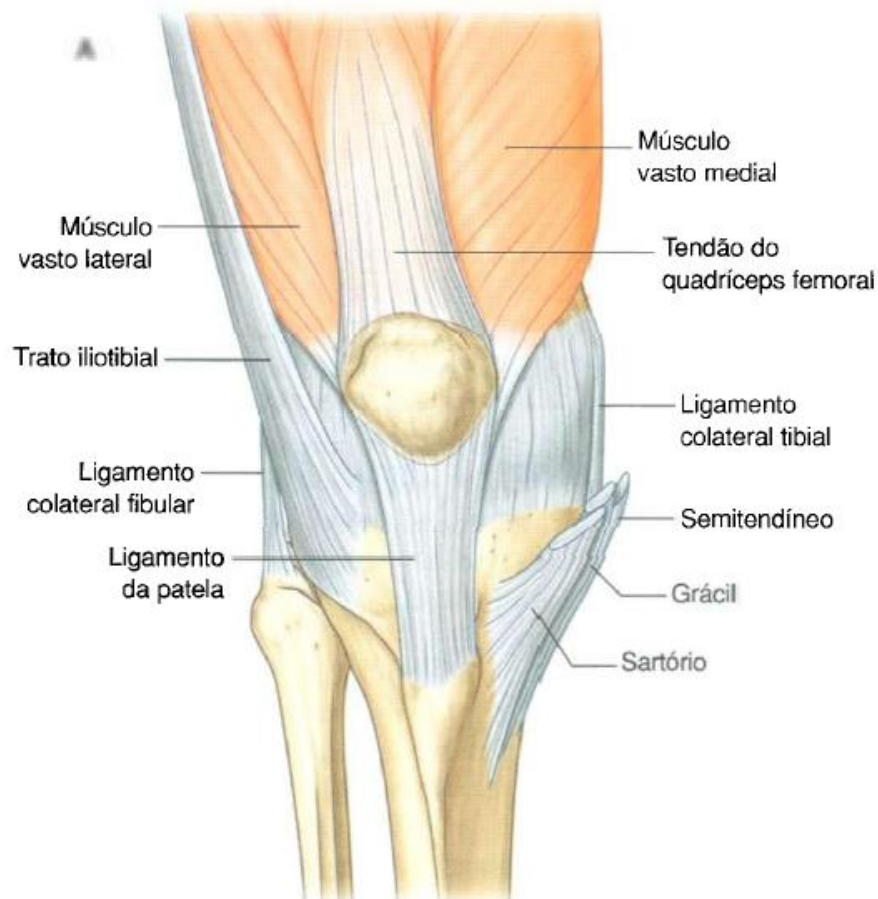


Figura 50 – Vista anterior da membrana fibrosa da cápsula da articulação do joelho

Fonte: (Drake *et al.*, 2004)

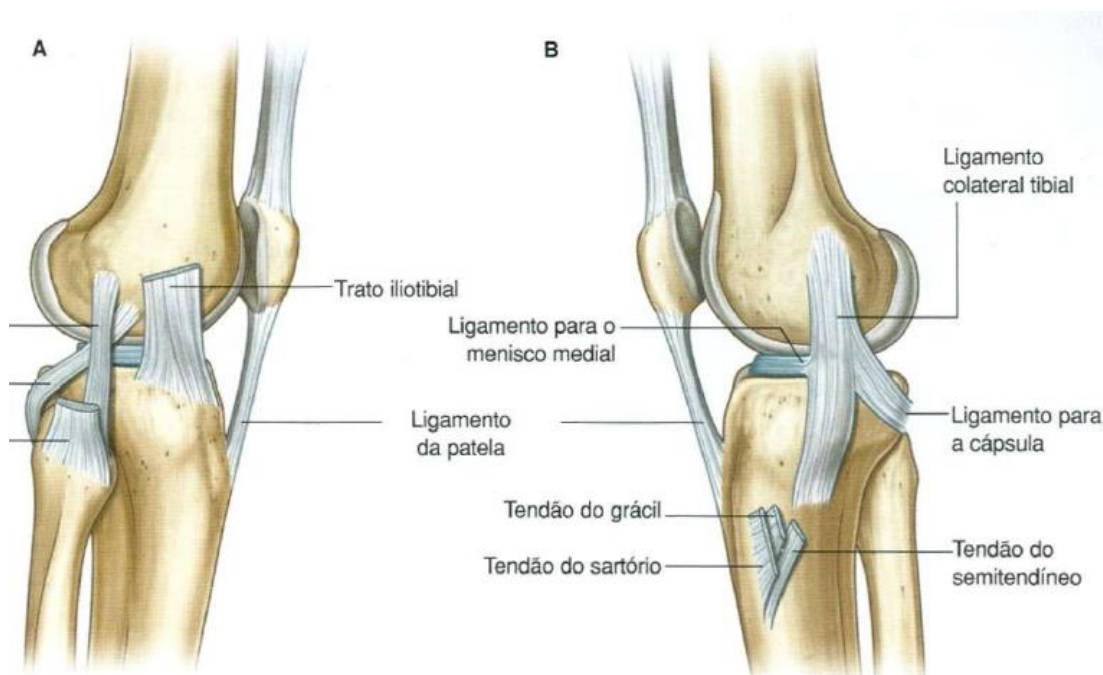


Figura 51 – Ligamentos colaterais da articulação do joelho. A. Vista lateral. B. Vista medial

Fonte: (Drake *et al.*, 2004)

II. Aloenxerto

O uso de enxertos alogénicos na reconstrução do LCA tem aumentado cada vez mais. As fontes dos aloenxertos mais comumente utilizadas são o tendão patelar, “pata de ganso”, tendão de Aquiles e o tendão tibial anterior e posterior. Biomecânica e histologicamente, os aloenxertos são comparáveis aos autoenxertos no momento da inserção. As avaliações histológicas do tecido do enxerto implantado em modelos animais têm mostrado revascularização e remodelação mas apenas superficialmente, na porção central do enxerto a cura não se verifica completa. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005)

O método pelo qual o aloenxerto é preparado também parece desempenhar um papel no seu desempenho como um enxerto de reconstrução do LCA. A irradiação gama é frequentemente utilizada como um meio de esterilização, no entanto, tem um efeito prejudicial nas propriedades biomecânicas do enxerto. Apesar de eliminar os possíveis vírus presentes, fá-lo à custa da alteração da normal estrutura de colagénio e reduzindo a força de tração do enxerto. Além dos efeitos do processamento e esterilização do enxerto, existem outras desvantagens no uso de aloenxertos como o risco de transmissão de doenças, reações imunológicas, maior tempo de remodelação e

incorporação e um maior custo. Destas desvantagens, o risco de transmissão de doenças virais, como o vírus da imunodeficiência humana e a hepatite, é o que mais preocupa os cirurgiões ortopédicos. Como os métodos de esterilização dos enxertos não são muito eficazes, a prevenção da transmissão de doenças depende de um programa de rastreio eficaz. Embora extremamente rara, a transmissão de doenças bacterianas tem sido relatada. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005)

A grande vantagem associada ao uso de aloenxertos é a eliminação da morbidade no local de colheita do enxerto o que deve resultar numa recuperação menos dolorosa. Como não há necessidade de mais nenhuma incisão para recolher o enxerto, o tempo cirúrgico necessário é menor e o resultado cosmético muito mais satisfatório. Outra vantagem muito importante é a disponibilidade do enxerto, muito superior quando recorrem a aloenxertos. (Levy e Ducey, 1998; Beasley *et al.*, 2005)

III. Enxerto Artificial

Como forma de superar todas as desvantagens associadas à reconstrução cirúrgica do LCA recorrendo a autoenxertos ou aloenxertos, a tentativa de conceção de um ligamento artificial biodegradável tem tido grande destaque na comunidade científica. O pretendido é que o ligamento artificial se vá degradando à medida que o ligamento natural se vai regenerando. No entanto, esta tarefa é um problema biomecânico bastante complexo, e até à data ainda ninguém conseguiu uma solução com sucesso. Para a conceção de um enxerto artificial eficaz, este deve ser biodegradável, biocompatível e promover o crescimento do tecido natural, deve ainda apresentar um comportamento mecânico semelhante quando saturado de líquido (mesma resposta tensão-deformação e relaxamento de tensões), apresentar boa resistência à fadiga (à mesma frequência de aplicação da carga), ser resistente à fluência, e apresentar uma taxa de degradação que não provoque nem atrofia nem rutura do tecido natural. (Vieira, 2011)

2.4. Métodos de Imagiologia Médica

A imagiologia médica consiste no uso de equipamentos tecnológicos na área médica com o objetivo de diagnosticar e tratar algumas doenças. A imagiologia médica compreende um conjunto de métodos de recolha de dados que englobam desde a mais conhecida radiologia convencional, a ecografia, a tomografia axial computadorizada (TAC), a ressonância magnética (RM), entre outras.

2.4.1. Ressonância Magnética

As imagens obtidas por ressonância magnética (RM) evoluíram durante as últimas décadas de forma a tornar este método o mais escolhido para uma vasta proporção de *scanning* transversal não invasivo em radiologia diagnóstica. Além de obter imagens do interior do corpo humano, o sucesso e o alcance deste método foi construído sobre uma grande variedade de conhecimentos fisiológicos e patológicos disponíveis por diferentes aproximações de RM. Isto é, não existe uma RM, mas sim uma ampla variedade de pulsos sequenciais de RM que geram imagens que podem não só refletir a densidade de um tecido (como o Raio-X), mas também as propriedades do microambiente físico-químico, como a mobilidade do fluido, produtos metabólicos e fluxo sanguíneo. (Bronzino, 2000)

Princípios dos Sistemas de Ressonância Magnética

A. *Momento magnético*

Todos os materiais contêm núcleos que são formados por prótons ou neutrões, ou combinação de ambos. O número de prótons e/ou neutrões que estão no núcleo possuem um spin nuclear e um momento magnético, os quais possuem uma magnitude e direção. Em tecidos corporais, os momentos magnéticos dos núcleos fazem com que o tecido esteja alinhado aleatoriamente e com uma rede de magnetização igual a zero ($M=0$) (Khandpur, 2005).

Quando um material é atravessado por um campo magnético B_0 , alguns dos núcleos orientados aleatoriamente ficam expostos a um momento de torção magnético que tende a alinhar os momentos magnéticos individuais paralelos e antiparalelos na direção do campo magnético aplicado. Existe um leve excesso de núcleos paralelos alinhados com o campo magnético que dá ao tecido um momento magnético M_0 . É este

diferencial no momento magnético que conta para o sinal de ressonância magnética nuclear, que por sua vez vai gerar a imagem.

De acordo com a teoria eletromagnética, qualquer núcleo como o hidrogénio, que possui um momento magnético, tende a alinhar-se com o campo magnético pelo qual é atravessado. Isto resulta numa precessão do momento magnético sobre o campo magnético aplicado com uma frequência angular de ressonância. ω_0 (frequência de Larmor) é determinada por uma constante γ (taxa giromagnética) e pela força do campo magnético aplicado B_0 . Cada nuclide possui um valor característico para γ , mas ω_0 e B_0 estão relacionados da seguinte forma (Khandpur, 2005):

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2)$$

Outro fenómeno importante da ressonância magnética nuclear é que o campo magnético externo aplicado cria um estado de absorção de energia sobre um ponto de vista estatístico. Quando um núcleo com um momento magnético é atravessado por um campo magnético, a energia do núcleo é dividida em níveis de energia mais baixos (orientação paralela ao campo magnético) e mais elevados (orientação antiparalela ao campo magnético). A diferença de energias é tal que um protão com uma determinada frequência (energia) é necessário para excitar o núcleo de um estado inferior para um estado superior de energia. A energia de excitação é dada pela equação de Plank:

$$\text{Energia de Excitação} = h\omega_0 \quad (3)$$

onde h é a constante de Plank dividida por 2π . (Khandpur, 2005)

As partículas com spin carregadas podem ser eletrões ou núcleos como o protão do hidrogénio ionizado. A relação de partículas excitadas e partículas em repouso, e outras propriedades de núcleos particulares, determinam a sensibilidade da ressonância magnética nuclear. (Khandpur, 2005)

B. Decaimento livre (Free Induction Decay, FID)

Na ressonância magnética nuclear, à temperatura ambiente, existem mais protões num estado de energia baixo que num estado de energia alto. O protão excitado tende a

voltar ou relaxar para o seu estado de energia baixo com decaimento espontâneo e reemissão de energia num momento posterior t na forma de fótons. Este decaimento é exponencial e produz um sinal de decaimento livre (FID) que é a forma fundamental do sinal nuclear obtido a partir de um sistema de ressonância magnética. (Khandpur, 2005)

C. Excitação

Se o tecido for exposto a outro campo magnético, como por exemplo uma barra magnética segundo o eixo dos Y, isto irá causar uma ligeira mudança na rede de magnetização do eixo dos Z (direção do campo magnético B_0), segundo um ângulo α (figura 52). (Khandpur, 2005)

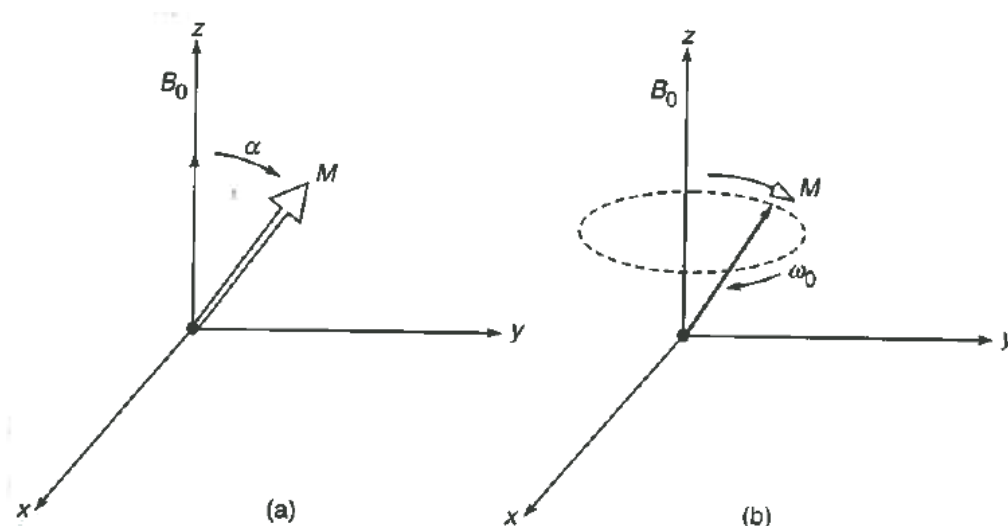


Figura 52 – (a) O momento magnético é movido da posição de equilíbrio por outro campo magnético; (b) Precessão sobre a direcção externa do campo com uma alta frequência angular que é proporcional à força do campo.

Fonte: (Khandpur, 2005)

O ângulo de rotação α depende da amplitude, mas primeiramente depende do comprimento do pulso de radiofrequência aplicado. Em adição, o momento da rede magnética M move-se com a mesma frequência característica ω_0 , porque os momentos magnéticos individuais causam esta mudança em M , que agora está totalmente em fase com as ondas rádio aplicadas. (Prince *et al.*, 2006)

D. Emissão

Quando o pulso de radiofrequência é desligado, a rede de magnetização começa a voltar para a direção do eixo dos Z (direção de B_0), induzindo um sinal de ressonância magnética na bobina de receção localizada perpendicularmente ao vetor de movimento magnético. De facto, os momentos magnéticos individuais começam a desfazar-se; alguns têm uma rotação mais rápida que a frequência de ressonância ω_0 , e outros têm uma rotação mais lenta. A componente de M no plano X-Y desaparece como as componentes de momento magnético individual. A amplitude A do sinal recebido inicialmente pela bobina é proporcional à magnitude da componente de M no plano X-Y (M_{xy}) como também aos vários fatores geométricos. A amplitude do sinal decai com o tempo segundo uma função exponencial:

$$A = A_0 e^{-t/T_2} \quad (4)$$

onde T_2 é a característica ou tempo médio de decaimento do processo. (Khandpur, 2005)

Simultaneamente, com o desfazamento do processo de decaimento, existe também uma relação da componente M_z com o estado de repouso M_0 . Este processo também é exponencial com um tempo médio de decaimento T_1 . Se T_1 for suficientemente curto, a amplitude do sinal resultante com ambos os processos de decaimento será (Khandpur, 2005):

$$A = A_0 e^{-t/T_1} \cdot e^{-t/T_2} \quad (5)$$

O tempo de relaxamento T_1 também é designado por relaxamento longitudinal, por se tratar da constante de tempo que descreve a recuperação da componente Z de M para o estado de equilíbrio M_0 , que tem a mesma direção do campo magnético aplicado. [16]

O tempo de relaxamento T_2 , designado como processo de relaxamento transversal, indica a relação para o decaimento da componente M no plano X-Y, que é convencionalmente perpendicular à direção do campo magnético B_0 . (Enderle *et al.* 2006)

Os processos de relaxamento desempenham um papel importante na ressonância magnética. Em imagem, as variações nos tempos de relaxamento entre tecidos

biológicos diferentes fornecem o mecanismo de contraste principal para a discriminação anatômica. (Enderle *et al.* 2006)

A capacidade de obtenção de imagens a partir destes dois parâmetros importantes, T_1 e T_2 , em conjunto com as densidades dos prótons dos objetos fazem da ressonância magnética uma técnica única, versátil e poderosa na imagiologia médica. (Khandpur, 2005)

Componentes da ressonância magnética

Os componentes básicos de um sistema de RM são (figura 53) (Khandpur, 2005):

- **Íman**, que fornece um campo magnético forte, uniforme e estável;
- **Sistema transmissor de radiofrequência**, que fornece um campo magnético de radiofrequência à amostra;
- **Sistema de gradiente**, que produz campos magnéticos variáveis no tempo de controlo espacial não uniforme;
- Um **sistema de detecção**, que produz o sinal de saída;
- E um **sistema de imagem**, incluindo o computador, que reconstrói e mostra as imagens.

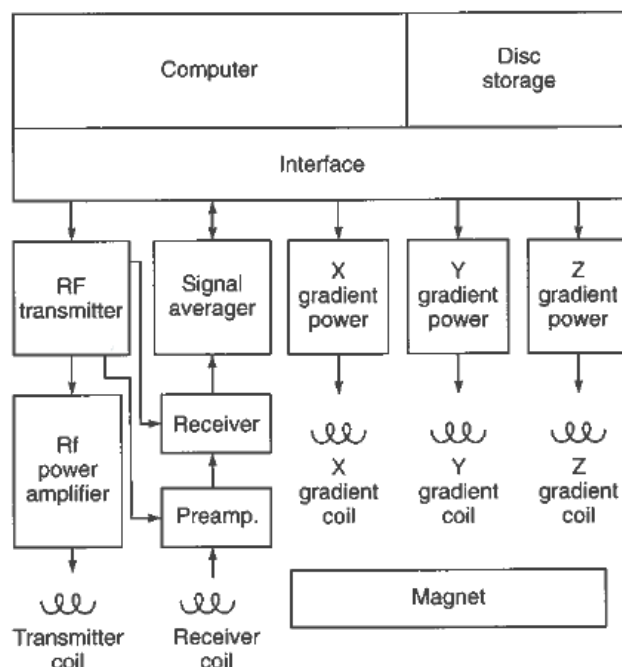


Figura 53 – Componentes básicos de um sistema de ressonância magnética

Fonte: (Khandpur, 2005)

O que mais interessa perceber para cumprir o objetivo final desta dissertação é o sistema de imagem.

A. Sistema de imagem

O sistema de imagem inclui o computador para processamento de imagem, o sistema de *display* e a consola de controlo. (Khandpur, 2005)

O computador recolhe o sinal da RM proveniente do conversor analógico-digital, que vai ser corrigido, recomposto, mostrado e armazenado. Ao mesmo tempo são enviados dados com alta velocidade do sistema de controlo para o computador. De modo a reduzir o tempo de cálculo destes dados é usado um computador exclusivo de alta velocidade. Os conversores analógico-digitais têm 16 bits ou mais para produzir o sinal digital desejado. Durante a aquisição de dados, a informação é recolhida a uma taxa de 800 Kilobytes por segundo e cada imagem pode conter mais de um megabyte de informação digital. Um computador especializado como um processador de *arrays*, desenhado para atingir altas performances de algoritmos específicos como a transformada rápida de Fourier, é utilizado para converter a informação digital que se encontra no domínio dos tempos em imagens. Normalmente imagens de duas dimensões têm resoluções de 256 x 256 ou 512 x 512 píxeis. As imagens encontram-se disponíveis para visualização passado um segundo da aquisição de dados e podem ser exportadas em ficheiros *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. Imagens de três dimensões necessitam de um poder de processamento computacional maior. (Khandpur, 2005)

A imagem reconstruída é transmitida para a consola de *display* por um disco de memória de imagem de alta capacidade. A imagem mostrada poderá ser em escalas de cinzentos ou a cores. A consola de *display* é uma consola inteligente que pode ser usada como um sistema interativo para processamento de imagem independente. O *software* de reconstrução de imagens é usado para obter uma imagem, registar imagens, mostrá-las e posicioná-las, e para registar pacientes. (Prince *et al.*, 2006)

A consola de controlo compreende a secção de operação, a secção de controlo do sistema e a secção de *display*. Na secção de controlo de sistema, um microcomputador controla o gradiente de campo magnético, os pulsos de radiofrequência e o tempo de conversão analógico-digital dos sinais recebidos. A secção de *display* inclui o monitor de alta resolução, teclado, armazenamento de imagens, o microcomputador para

processamento de imagens e os comandos de operação para configurar as condições de *scan* e controlo da maca do paciente, juntamente com os vários painéis de monitorização das condições do sistema. (Prince *et al.*, 2006)

2.4.2. Tomografia Axial Computadorizada

A tomografia axial computadorizada (TAC) é o nome dado ao processo de diagnóstico por imagem em que a informação anatómica é reconstruída digitalmente a partir de dados de transmissão de raios-X. Esses dados são obtidos por varredura de uma área de muitas direções no mesmo plano para visualizar informações desse mesmo plano. (Bronzino, 2000; Webster *et al.*, 2009)

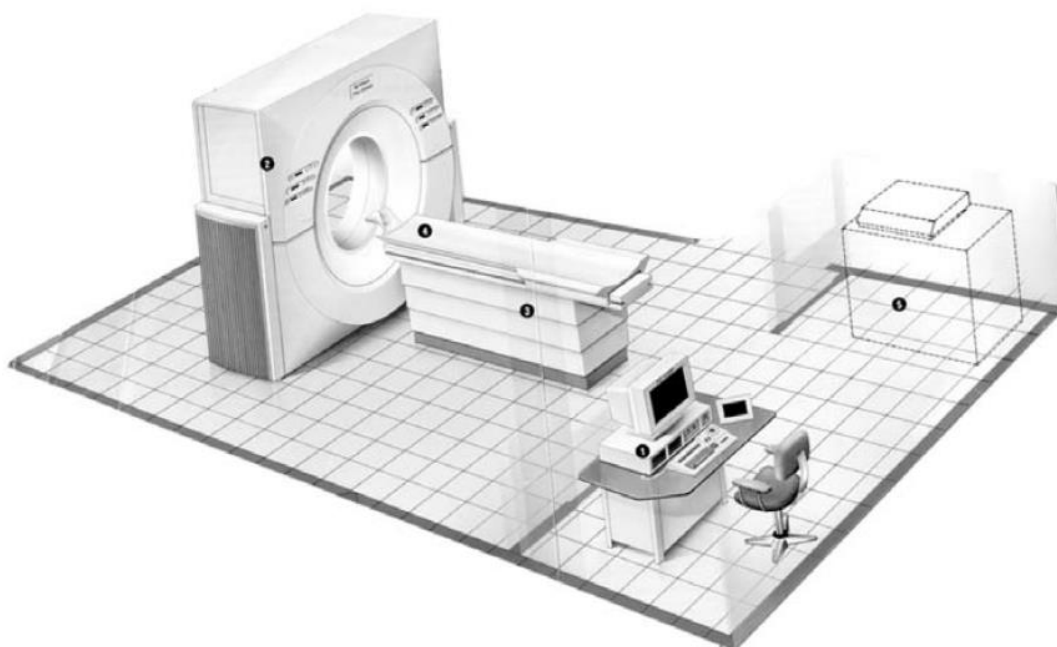


Figura 54 – Desenho esquemático de uma instalação típica do equipamento da TAC

Fonte: (Bronzino, 2000)

O princípio de funcionamento de obtenção de imagens tomográficas está ilustrado na figura 55. Uma fonte de raios-X emite radiação à medida vai rodando de forma axial em torno do paciente e, no lado oposto, um conjunto de detetores vai reconhecendo os raios X transmitidos pelo corpo do paciente. A necessidade de um tempo de varredura mais rápido resultou no desenvolvimento de sistemas de digitalização em espiral. Várias imagens são adquiridas enquanto o paciente é movimentado na mesa, num movimento

suave e contínuo, em vez de se parar para cada imagem. Deste modo, é possível a obtenção de um volume em detrimento de apenas uma fatia. (Bronzino, 2000; Feng, 2007; Webster *et al.*, 2009)

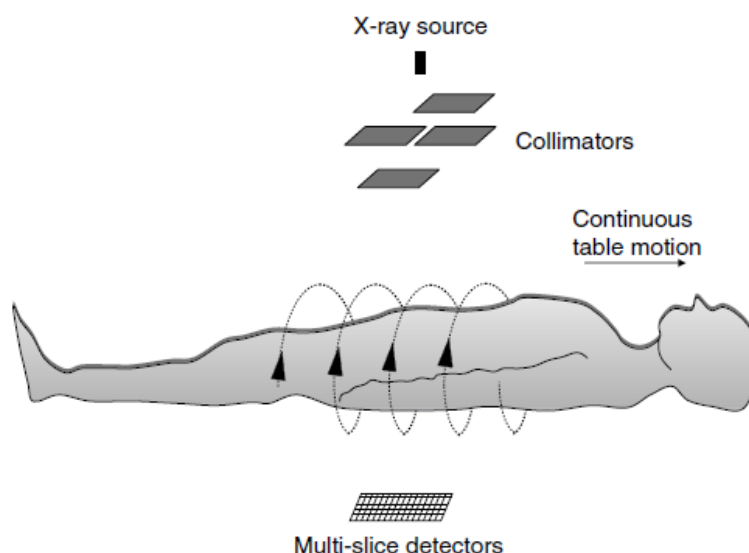


Figura 55 – Princípio de funcionamento de uma máquina de TAC

Fonte: (Feng, 2007)

A reconstrução de imagens a partir dos dados de varredura é realizada por meio de um pequeno computador digital. O tempo necessário para a reconstrução da imagem é da mesma ordem de grandeza que aquela para a aquisição dos dados. Alguns dos algoritmos matemáticos de reconstrução permitem iniciar a reconstrução logo que os primeiros dados são adquiridos. Todo o processo de reconstrução digital está descrito na figura 56. (Bronzino, 2000; Webster *et al.*, 2009)

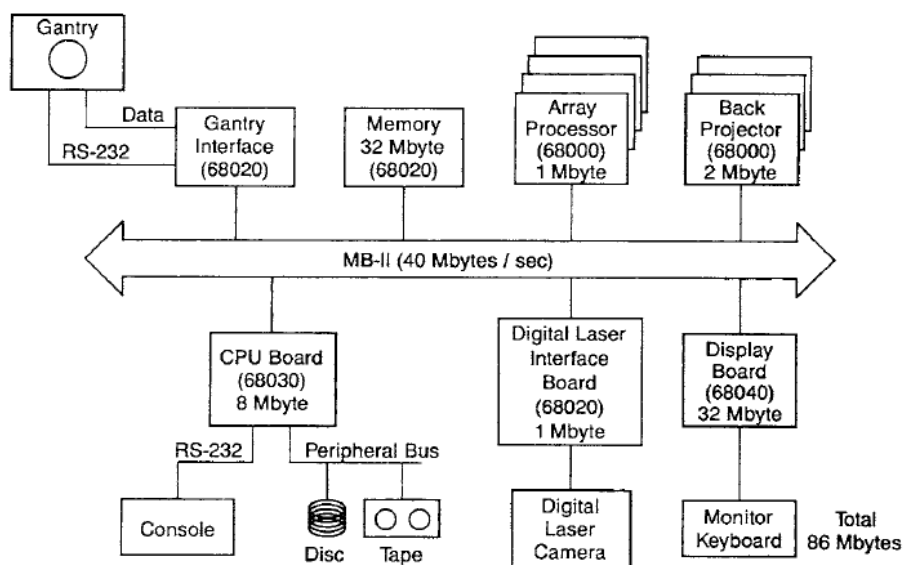


Figura 56 – Processo de reconstrução digital de imagens de TAC

Fonte: (Bronzino, 2000)

Em algumas aplicações, o operador pode configurar a máquina para valores mais baixos quando a alta resolução não é necessária e assim reduzir a exposição do paciente. O operador pode ainda definir os parâmetros da aquisição da imagem do equipamento de TAC. Todos os elementos volumétricos que constituem o exame 3D da TAC são quase isotrópicos, ou seja, têm aproximadamente as mesmas dimensões em X, Y e Z. A matriz da imagem apresenta cerca de 512x512 pixels. Na TAC os valores dos pixels atingem -1024 (ar), 0 (água) até +3072. Os números mais elevados indicam material mais denso. (Kalender, 2000; Webster *et al.*, 2009)

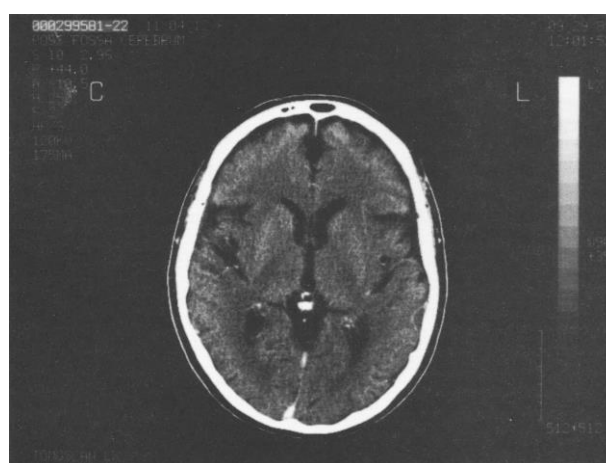


Figura 57 – Imagem obtida por TAC

Fonte: (Webster *et al.*, 2009)

2.5. Avaliação das Deformações

2.5.1. Técnicas para simulação das deformações

Após a aquisição de imagens a partir dos métodos de imagiologia médica é necessária a sua reconstrução 3D para que seja possível a simulação das deformações.

Reconstrução 3D de Imagens Médicas

Obtidas as imagens a partir da TAC ou da RM e utilizando um *software* de reconstrução 3D é possível transformar imagens bidimensionais num modelo tridimensional. O *software* de reconstrução 3D, que permite a geração do modelo tridimensional, depende de parâmetros de entrada como densidade média, contorno e opacidade. Com esse *software* é possível, de uma forma relativamente fácil, manipular, editar, visualizar em 3D, e converter o modelo em várias extensões para diferentes aplicações futuras (figura 58). (Foggiatto, 2011)

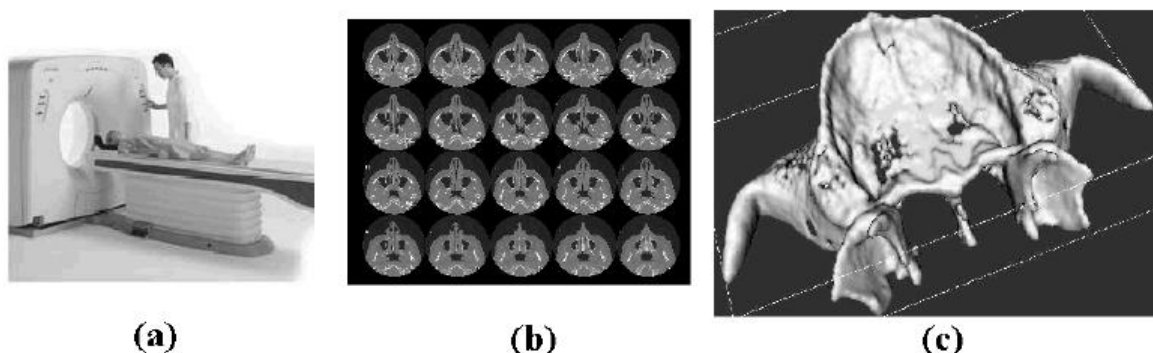


Figura 58 – Processo de reconstrução 3D de uma imagem médica

(a) aquisição das imagens (neste caso, no tomógrafo); (b) Imagens 2D (DICOM); (c) Modelo 3D

Fonte: (Foggiatto, 2001)

Existem inúmeros programas que permitem a reconstrução 3D de imagens médicas, como são o caso do Materialise Mimics®, InVesalius®, Anatomics ou o ScanIP.

Método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é o principal método para simulação das deformações e tem como objetivo a determinação do estado de tensão e de deformação

de um objeto de geometria arbitrária sujeito a ações exteriores. (Azevedo, 2003; Lotti *et al.*, 2006; Tavares *et al.*, 2011)

O MEF substitui um problema complexo por um conjunto de problemas simples. Divide o modelo em elementos (por exemplo, tetraedros) de formas simples, chamados elementos. Os elementos utilizam pontos (comuns a vários) chamados nós. O comportamento destes elementos é bem conhecido em vários casos de carga. Os deslocamentos de cada nó nas direções X, Y, e Z é totalmente descrito. Estes designam-se por graus de liberdade. Em problemas 3D, cada nó tem 3 graus de liberdade. (Azevedo, 2003; Lotti *et al.*, 2006; Tavares *et al.*, 2011)

Existem vários *softwares* que recorrem ao MEF. São exemplos desses programas, o Abaqus®, o Ansys® e o SolidWorks®. Qualquer um destes *softwares* estabelece as equações que controlam o comportamento de cada elemento tendo em conta as interações com os outros elementos. Estas equações relacionam as incógnitas, por exemplo deslocamentos, na análise das tensões, tendo em conta as propriedades do material, ligações ao exterior e carregamentos. De seguida os programas criam um sistema de equações com base nestes parâmetros. Poderão existir centenas, milhares ou milhões de equações. (Azevedo, 2003; Lotti *et al.*, 2006; Tavares *et al.*, 2011)

Na análise estática, a resolução do sistema de equações determina os deslocamentos nas direções X, Y, e Z de cada nó. Após o cálculo dos deslocamentos em cada nó, os programas calculam as tensões e as deformações nas várias direções, sendo que a deformação, como referido anteriormente, é a variação de comprimento a dividir pelo comprimento original. (Azevedo, 2003; Lotti *et al.*, 2006; Tavares *et al.*, 2011)

2.5.2. Técnicas para medição das deformações

Diferentes técnicas experimentais foram desenvolvidas para determinar as propriedades mecânicas do LCA.

Fibras óticas

Uma fibra ótica é uma fibra de vidro, com um núcleo cilíndrico rodeado por um revestimento concêntrico. O índice de refração do revestimento é mais elevado do que a do núcleo. Quando a luz é enviada para o interior com um ângulo baixo ocorre a reflexão interna total e o sinal de luz é transmitido ao longo da fibra. Quando esta se deforma, o

sinal ótico é afetado. Por exemplo, quando a fibra é esticada, a luz viaja uma distância maior de um lado para o outro e, por esta razão, haverá uma mudança na fase do sinal de saída. Quando a fibra é dobrada, uma parte da luz será refratada a partir do núcleo para o revestimento e dissipa-se. Como resultado, a intensidade da luz guiada diminuirá. Em fibras com redes (como as redes de Bragg), a luz de um determinado comprimento de onda é preferencialmente refletida. Quando a fibra é colocada sob tensão, o comprimento de onda refletida é deslocado. Essas alterações nas propriedades da luz formam a base da detecção por fibra ótica. (Leung, 2001; Frevisg *et al.*, 2008)

Posto isto, as fibras óticas surgem como uma ferramenta importante para a medição da deformação de vários materiais ou mesmo partes anatómicas como ligamentos, ossos, etc.. (Finni *et al.*, 1998; Fleming *et al.*, 2004; Frevisg *et al.*, 2008; Komi *et al.*, 1996)

Correlação digital de imagem

A correlação digital de imagem (DIC – *Digital image correlation*) é uma técnica que permite a medição das deformações num campo inteiro e sem contacto. Na DIC um padrão de manchas de elevado contraste é aplicado na superfície da amostra e observado por um dispositivo com câmaras acopladas. Todo o campo de visão é dividido em várias áreas de correlação, conhecidas como *facet*s que normalmente contêm um subconjunto quadrado de píxeis (figura 59). As características do padrão de manchas de cada *faceta* são controladas durante a aplicação da carga. Desta forma, é possível observar e registar todas as movimentações dos píxeis e, por conseguinte, medir-se as deformações. (Gao *et al.*, 2010; Hwang *et al.*, 2008; Sztefek *et al.*, 2010)

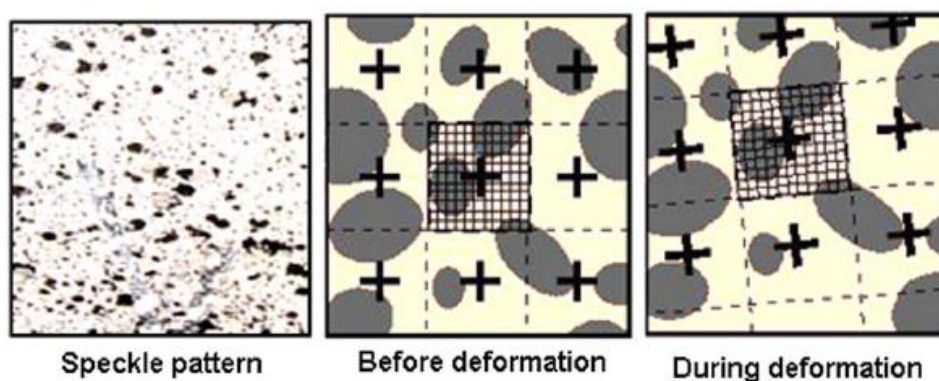


Figura 59 – Registo por DIC da deformação de um padrão de manchas durante uma carga

Fonte: (Sztefek, 2010)

A DIC é particularmente adequada para aplicações biológicas porque pode ser utilizada para determinar com precisão a deformação de materiais não homogêneos, anisotrópicos ou não-lineares. (Sztefek *et al.*, 2010)

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO III – DEFORMAÇÕES DO LCA

3.1. Dimensões do LCA

3.2. Simulação das Deformações do LCA

3.3. Ensaio de Tração

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO III – DEFORMAÇÕES DO LCA

3.1. Dimensões do LCA

Para a medição eficaz das deformações do LCA é necessário conhecer algumas propriedades anatómicas do LCA como, por exemplo, as suas dimensões, forma, locais de inserção, etc.. Apesar de esses dados, como relatado no capítulo 2, terem sido medidos já por vários autores, achou-se oportuno fazer essas medições novamente.

Primeiramente efetuou-se o registo fotográfico de vários modelos de joelhos cadavéricos (figura 60).



Figura 60 – Modelos cadavéricos de joelho humano
Vista posterior: a) e g); Vista anterior: b), c), d), e) e f)

Foram medidos, com auxílio de um paquímetro, o comprimento e a largura em três zonas do LCA (conforme a figura 61) em 6 modelos anatómicos de joelhos humanos conservados em fenoxetol. A idade, o género e a data do óbito dos modelos são desconhecidos.

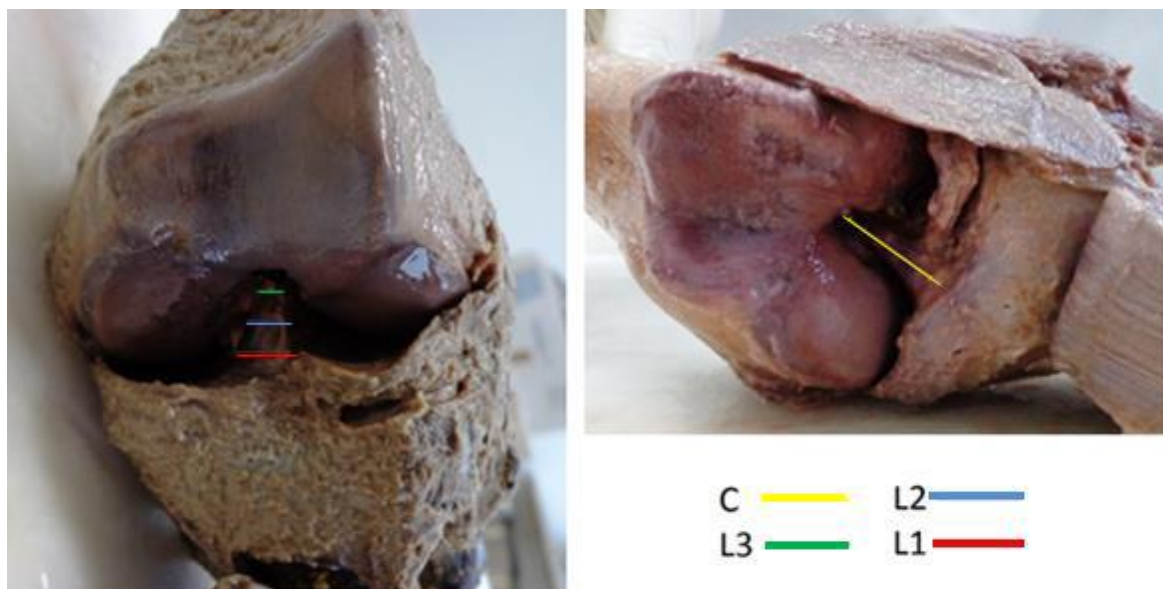


Figura 61 – Medições em modelos cadavéricos de joelho humano

Tabela 4 – Registo das medições em modelos cadavéricos de joelho humano

Modelo	Comprimento (mm) (C)	Largura (mm)		
		L1	L2	L3
A	18,55	11,20	6,85	5,65
B	16,20	13,15	6,30	7,20
C	23,70	6,60	5,00	5,45
D	18,85	12,50	8,35	6,80
E	21,80	11,85	6,55	6,85
F	20,50	15,00	10,55	10,25
Media	19,68	12,18	6,70	6,83
Desvio Padrão	2,65	2,83	1,93	1,73

Os resultados obtidos encontram-se aproximados dos valores já registados por outros autores como referenciado no capítulo 2.3.2 (comprimento entre os 22 e 41 mm e largura entre os 7 e 12 mm), apesar dos valores obtidos para o comprimento estarem abaixo da média dos valores teóricos devido à dificuldade da medição do LCA na sua

totalidade. O facto da sua visualização no local de inserção do fémur estar impedida explica essa dificuldade. O desvio padrão dos vários parâmetros medidos é relativamente baixo, o que indica uma consistência nas medições realizadas.

3.2. Simulação das Deformações do LCA

Antes de se partir para a simulação propriamente dita das deformações do LCA, é necessário obter-se um modelo 3D que expresse a anatomia do joelho humano e que cumpra todos os requisitos exigidos pelo programa de simulação utilizado.

3.2.1. Caraterização da geometria do LCA

Com a finalidade de obtenção de um modelo 3D bem representativo do LCA e de outras partes anatómicas do joelho humano, procede-se à escolha do método de imagiologia médica e do *software* para a reconstrução 3D dos modelos. De seguida, será explicado o processo de reconstrução 3D.

Escolha do método de imagiologia médica

Depois da observação de várias imagens obtidas pelos mais variados métodos, procedeu-se à triagem dos métodos de imagem médica. De entre todos os métodos de imagiologia médica, limitou-se logo a possível escolha apenas a dois métodos: RM e TAC. Esta limitação deveu-se ao modo como são obtidas as imagens por estes métodos – fatia a fatia – permitindo assim a sua reconstrução 3D. Depois de recolhidas algumas imagens provenientes quer de um método, quer de outro, a escolha final recaiu sobre a RM. A preferência pela RM prendeu-se essencialmente pela melhor visualização das partes moles (figura 62 a)). A TAC permite uma visualização do esqueleto humano muito eficaz, mas apresenta algumas limitações no que aos tecidos moles diz respeito (figura 62 b)). Outra vantagem da RM em relação à TAC é a menor radiação incidente para obtenção da imagem médica, no entanto, é um método bastante mais caro.

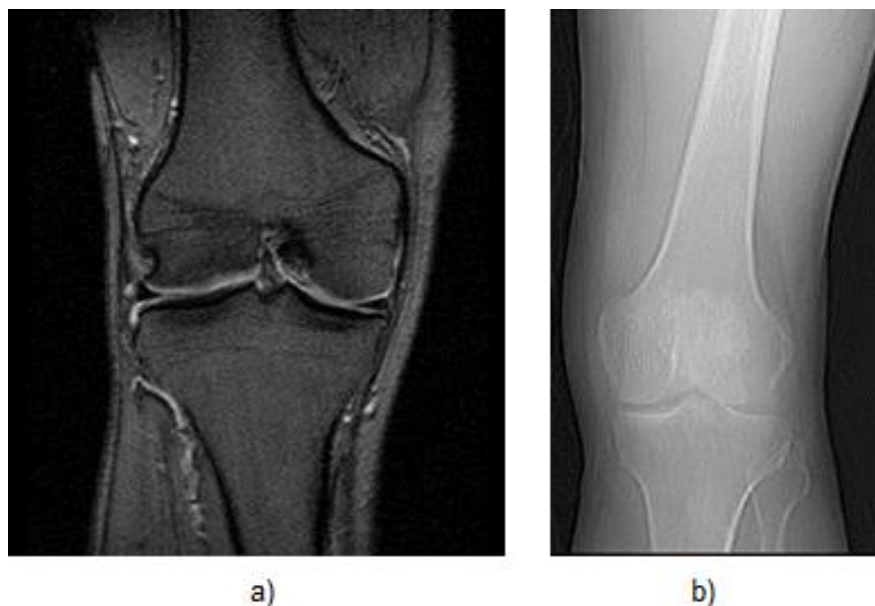


Figura 62 – Imagens médicas: a) RM; b) TAC.

Software para reconstrução 3D

Como já referido, existem vários programas que permitem a reconstrução 3D de imagens médicas bidimensionais. De entre todos, destacam-se o Materialise Mimics® e o InVesalius®. A escolha final recaiu sobre o Materialise Mimics® devido, principalmente, à maior facilidade de manuseamento.

Isolamento dos componentes anatómicos do joelho humano

Inicialmente pensou-se que a obtenção de um modelo 3D do LCA era suficiente para cumprir o objetivo final deste trabalho recorrendo ao MEF. No entanto, para uma melhor simulação da biomecânica do LCA, verificou-se que era necessário incluir um modelo 3D de uma pequena porção do fémur e da tíbia (locais de inserção do LCA).

Depois de conhecida a anatomia do LCA, partiu-se para a sua deteção em imagens médicas obtidas por RM. Na tentativa de deteção do LCA em imagens de RM foram encontradas muitas dificuldades devido a variados fatores. O primeiro, devido ao plano da imagem, sendo que a deteção em imagens obtidas por corte sagital ou frontal (figura 63 a) e b), respetivamente) é mais fácil quando comparada a imagens obtidas por cortes transversais (figura 63 c)).

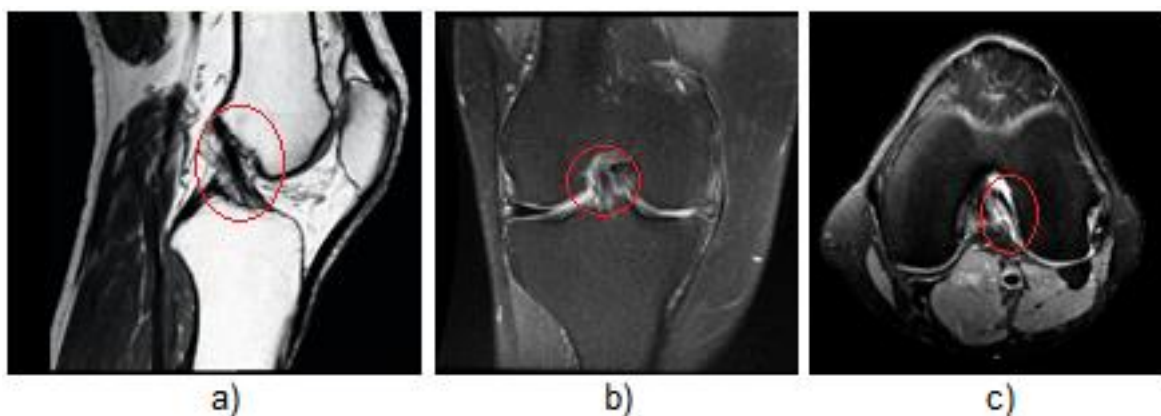


Figura 63 – Imagens de RM: a) Plano Sagital; b) Plano Frontal; c) Plano Transversal

Outra das dificuldades encontradas prende-se com o número de fatias de imagens obtidas no momento de realização da RM. Quanto maior o número de fatias, mais pormenorizadamente se visualiza cada componente anatómico do joelho humano (figura 64).

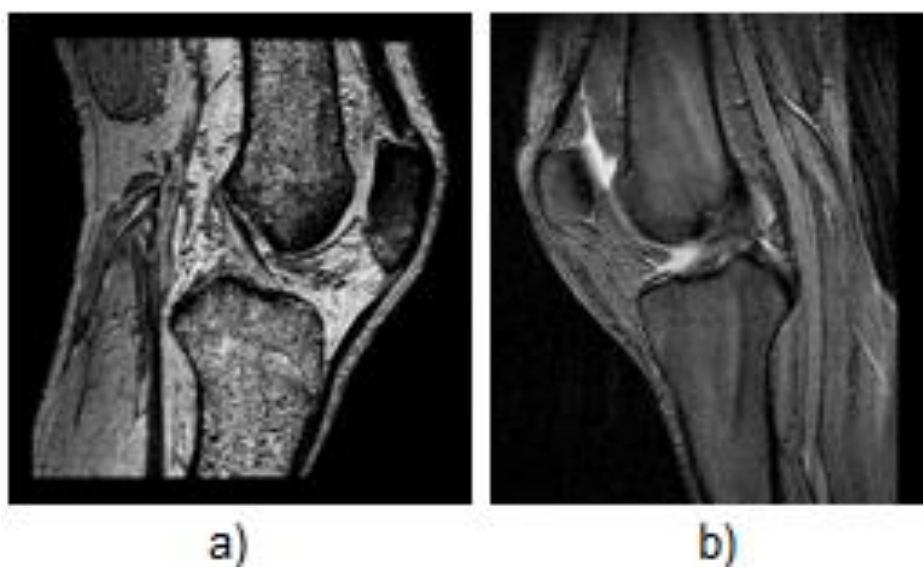


Figura 64 – Imagens de RM: a) Imagem com 250 fatias; b) Imagem com 19 fatias

Como já foi referido, todos os componentes anatómicos apresentam densidades diferentes, sendo que, teoricamente, era possível isolar o LCA por um processo automático de *thresholding* no Materialise Mimics®. No entanto, na prática, isso não foi possível uma vez que outros componentes do joelho apresentam densidades

semelhantes ao LCA. Para isolar o ligamento teve, então, de se selecionar o ligamento fatia a fatia (figura 65).

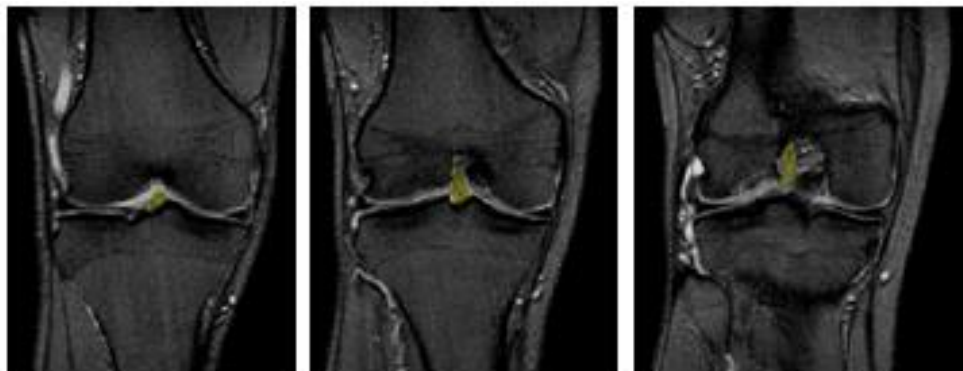


Figura 65 – Seleção do LCA

Depois de isolado, é realizada a reconstrução 3D do ligamento e exportado como ficheiro STL (figura 66).

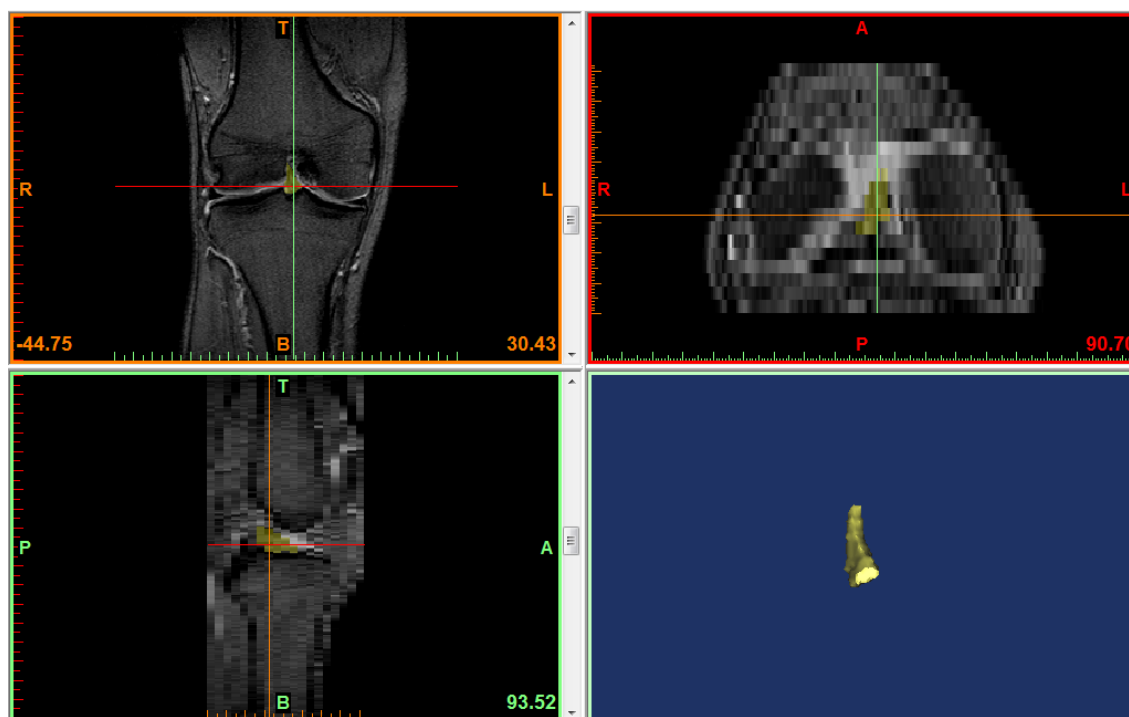


Figura 66 – Reconstrução 3D do LCA

Para obtenção de modelos 3D da tíbia e do fémur existia duas soluções possíveis: o isolamento dessas partes ósseas na imagem médica onde inicialmente se isolou o LCA ou utilização de modelos 3D já reconstruídos, principalmente obtidos por TAC. Através de imagens obtidas por esse método é possível aplicar um *thresholding* automático no Mimics® para isolamento de partes ósseas, o que reduz muito o tempo de trabalho. O segundo modo de obtenção traz um grande problema – a dificuldade de inserção do LCA no local correto após reunião dos modelos 3D. Como tal, mesmo que mais trabalhoso, optou-se pelo primeiro modo, o de isolamento, fatia a fatia, das partes ósseas necessárias.

O procedimento para isolamento do osso foi idêntico ao isolamento do ligamento. O resultado final do isolamento numa das imagens está representado na figura 67.

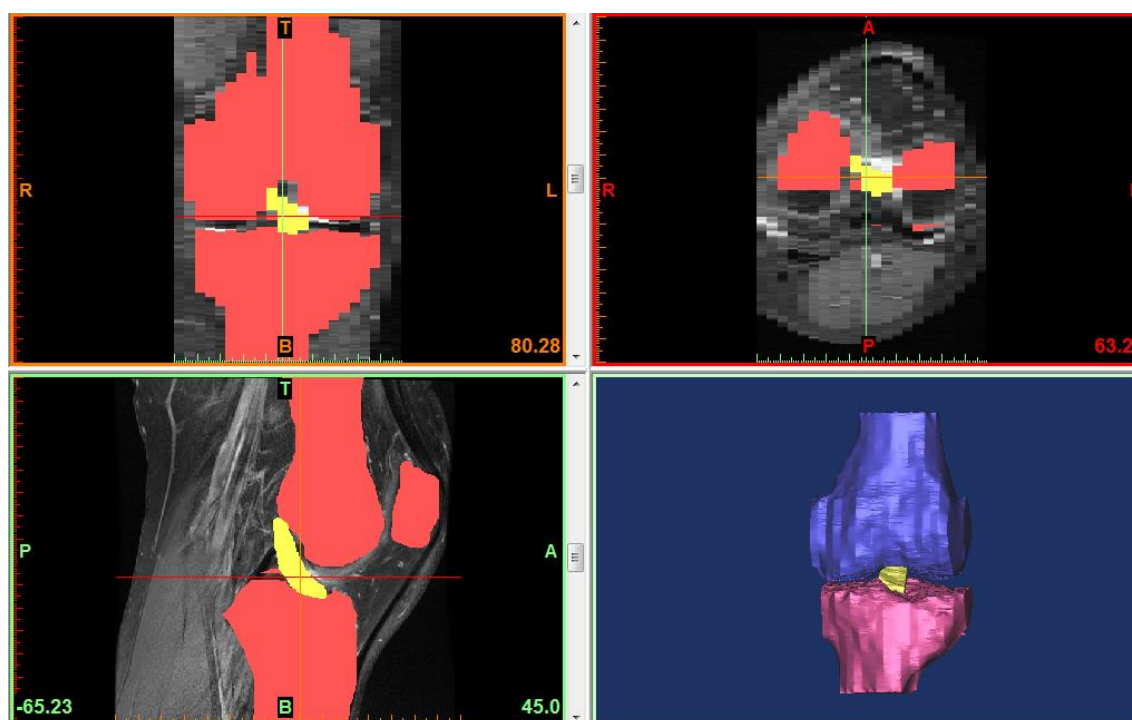


Figura 67 – Reconstrução 3D da tíbia, fémur e patela

3.2.2. Alterações no modelo 3D

Depois do modelo 3D ser construído, por vezes, é necessária a sua edição para corrigir pequenos defeitos ou mesmo a densidade da nuvem de pontos do objeto. Para isso, recorre-se a programas como o SolidWorks® ou o Materialise 3-Matic®.

O fator mais limitante a ter em conta é a densidade da nuvem de pontos do modelo 3D. Quando se converte o ficheiro em STL, o modelo 3D passa a ser representado por uma malha triangular (conjunto de três pontos da nuvem de pontos). Cada triângulo representa uma superfície. O objeto é tão mais complexo quanto mais refinada for a malha (maior número de triângulos, logo, um maior número de superfícies). No entanto, o SolidWorks® apresenta uma limitação do número de superfícies de um objeto importado. Quando um modelo 3D apresenta mais superfícies do que as suportadas pelo SolidWorks® é preciso transformar a malha numa mais grosseira, ou então, diminuir o seu volume. Para modificar a malha de um objeto exportado em STL é necessário recorrer a outro programa, o 3-Matic®, que permite também realizar todas as outras alterações desejadas no modelo 3D. Como tal, começou-se a trabalhar apenas com o 3-Matic®.

Como a seleção do LCA e das partes ósseas foi realizada manualmente, fatia a fatia, é natural que a sua reconstrução 3D apresente uma superfície bastante irregular. A ferramenta *smooth* no 3-Matic® permite suavizar a sua superfície e, deste modo, dar-lhe um aspeto mais real (figura 68). Esta opção permite, também, no futuro, a maior facilidade na geração da malha (aspeto abordado no subcapítulo 2.3. deste capítulo). Outro inconveniente na reconstrução 3D é a presença de ruído, caracterizado por pequenos fragmentos 3D que não representam nenhum componente anatómico de interesse. Como tal, estes fragmentos deverão ser eliminados.

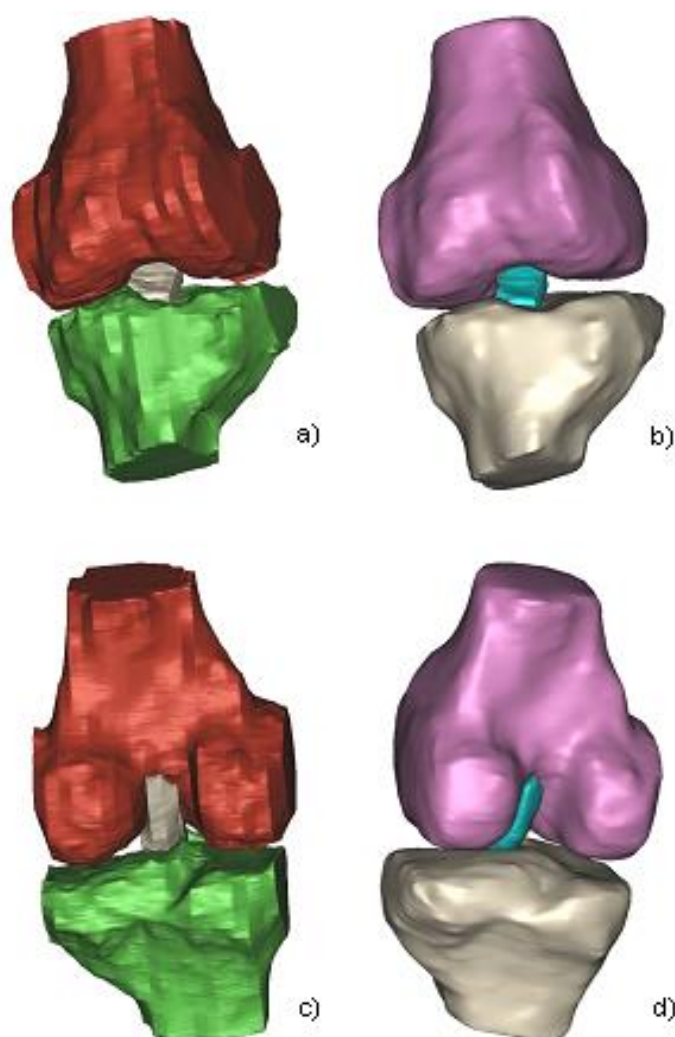


Figura 68 – Modelos 3D do joelho sem e com *smooth*

a) e b) vista anterior sem e com *smooth*; c) e d) vista posterior sem e com *smooth*, respetivamente

3.2.3. Simulação das Deformações do LCA

O *software* utilizado para a simulação das deformações foi o Abaqus®.

Após realizadas todas as edições necessárias, o ficheiro importado em STL tem de ser convertido numa extensão importável no Abaqus®. O que se optou foi por exportá-lo em STL para o CATIA® depois de editado e, neste, convertê-lo em sólido na extensão CATPart. A figura 69 representa todo o processo de simulação das deformações de um modelo 3D do LCA, desde a obtenção de imagens médicas por RM até à simulação das deformações propriamente dita no Abaqus®.

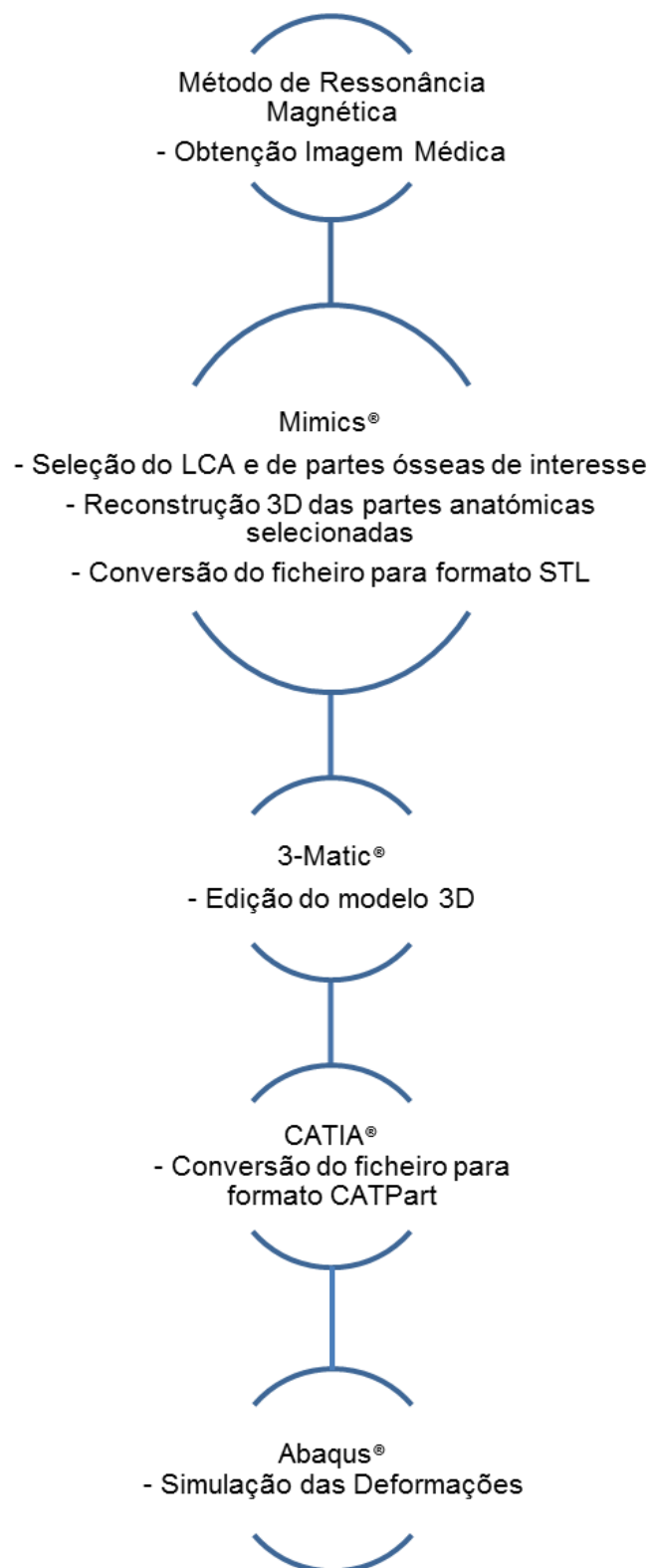


Figura 69 – Processo para caraterização das deformações do LCA

Como já foi referido, o *software* escolhido para a simulação das deformações do LCA foi o Abaqus®. Até se chegar aos resultados finais, é necessário que o modelo 3D importado no Abaqus® passe uma série de módulos para que, no final, este simule o melhor possível a articulação do joelho bem como a sua biomecânica. De seguida, será descrito todo o procedimento, módulo a módulo, para que se cumpra o objetivo final.

a) Importação do modelo 3D

Para iniciar a análise pelo MEF é necessário importar todas as partes separadas para o Abaqus® através do comando *File>Import>Part*.

Importou-se, então, os componentes do joelho e verificou-se que se mantinham geometricamente semelhantes ao joelho (figuras 70, 71 e 72).

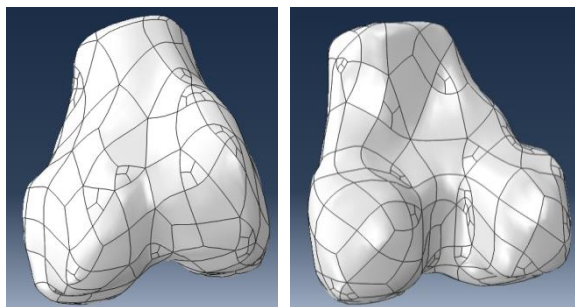


Figura 70 – Vista anterior e posterior do modelo 3D do fémur

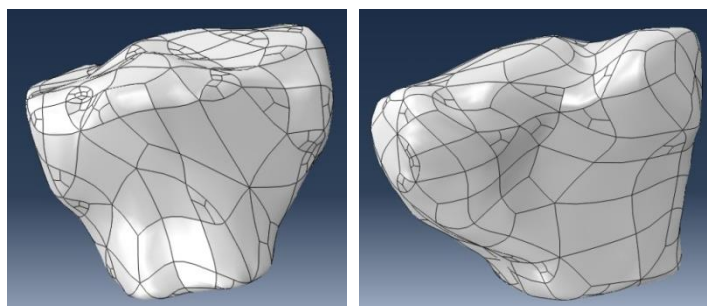


Figura 71 – Vista anterior e posterior do modelo 3D da tíbia

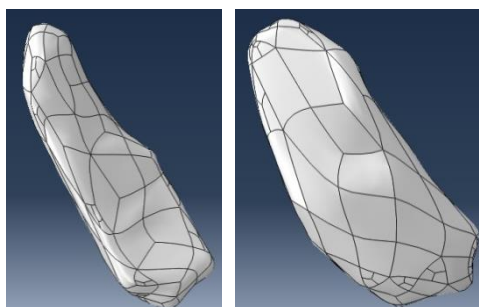


Figura 72 – Vista anterior e posterior do modelo 3D do LCA

Para uma melhor simulação do movimento do joelho humano foi necessário também a construção e inserção de modelos 3D representativos dos meniscos (figura 73). Como tal, estes foram desenhados no SolidWorks® e importados para o Abaqus® na extensão IGS.

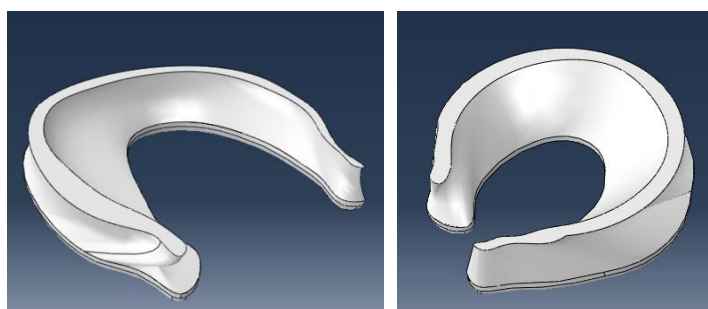


Figura 73 – Modelos 3D dos meniscos

b) Geração da malha

Depois de importadas todas as partes que constituem o modelo 3D do joelho é necessário gerar uma malha em cada uma dessas partes. Caso a geometria de cada uma dessas partes do joelho apresente irregularidades (representadas especialmente por superfícies pontiagudas), é dada a informação neste módulo do Abaqus® que não é permitido gerar a malha. Assim, nesta fase, a ferramenta *smooth* aplicada no 3-Matic®, torna-se indispensável uma vez que permite suavizar a superfície do modelo 3D. Os resultados que se vão obter estão, também, diretamente relacionados com o tipo e tamanho de malha utilizado. Neste caso, foram usados apenas elementos tetraédricos C3D4.

Como referido, o tamanho da malha afeta os resultados que se querem obter, logo é necessário ser-se cuidadoso na escolha dessa malha. A malha de cada uma das partes

terá de ser refinada o suficiente de modo a aumentar a aproximação ao contexto real. No entanto, não pode ser demasiado refinada ao ponto de tornar o processo inviável devido ao esforço de processamento despendido na resolução de um problema desta natureza associado ao MEF. Após escolhido o tamanho ideal da malha, esta foi gerada através do comando *mesh part* (figura 74.a)).

Depois de gerada a malha é possível criar uma *MeshPart* de cada componente do joelho. Este passo é importante pois permite deixar a geometria inicial de parte e trabalhar a partir desse momento, apenas com a malha (figura 74.b)).

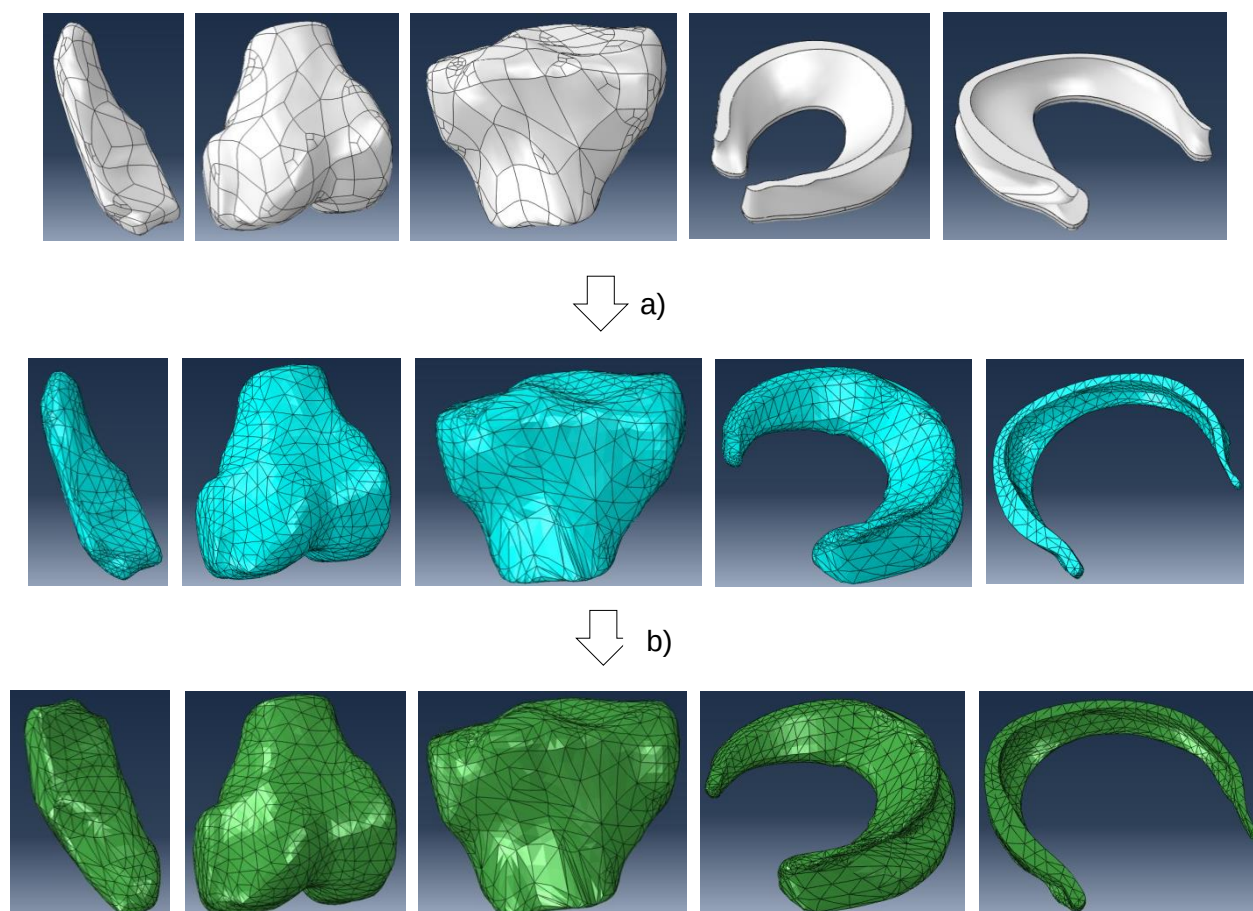


Figura 74 – Processo de geração da malha

a) criação da malha; b) criação de uma *MeshPart* para cada parte

c) Montagem

Cada componente importado no módulo anterior possui um sistema de coordenadas próprio pelo que é imperial posicionar todos os componentes do joelho num

sistema de coordenadas comum. Este módulo permite, então, posicionar todas as peças de forma a recriar um modelo de um joelho (figura 75).

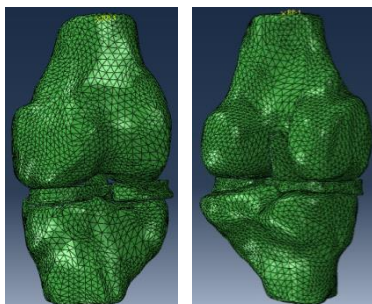


Figura 75 – Montagem das diferentes partes que constituem o modelo 3D do joelho

d) Definição das propriedades

Depois de definir o modelo a utilizar é necessário inserir no programa todas as informações referentes às características dos materiais de cada componente. Essas são inseridas no módulo *Property* e o processo realiza-se em três fases.

Primeiramente, é necessário definir que diferentes tipos de materiais constituem o modelo 3D do joelho. Neste caso, são três – o osso (fémur e tibia), o ligamento (LCA) e os meniscos. Nesta primeira fase considerou-se que os três diferentes tipos de materiais têm um comportamento elástico. Como tal, é essencial a inserção no programa do módulo de Young (E) e do Coeficiente de Poisson (ν) de cada material (tabela 5).

Tabela 5 – Propriedades mecânicas do osso, do ligamento e dos meniscos

Osso		Ligamento		Menisco	
E (MPa)	ν	E (MPa)	ν	E (MPa)	ν
10000	0.3	128	0.394	150	0.3

Fonte: adaptado de (Vieira, 2011; Silvares, 2001; Zielinska *et al.*, 2006)

Depois de inseridas as propriedades mecânicas tem de se associar as partes do modelo aos materiais correspondentes. Foram, então, criadas três secções do tipo homogêneas – uma para o ligamento, outra para o fémur e tibia e ainda outra para os meniscos.

e) Definição do *STEP*

No módulo *STEP* é possível criar e configurar as etapas de análise ou ainda configurar os dados de saída, sendo que cada *step* corresponde a uma etapa de análise. Neste trabalho foi criado apenas um *step* para estudar a cinemática da articulação do joelho no movimento de flexão em análise geral estática. Visto que é previsto obterem-se grandes deformações nos resultados, é selecionado o modo ON no parâmetro Nlgeom. Por vezes, é também necessário alterar o número ou o tamanho dos incrementos para que os resultados obtidos sejam os melhores.

f) Interação dos componentes

Todas as interações dos componentes que constituem o modelo 3D do joelho são realizadas no módulo *Interaction*. Neste caso, estão presentes três tipos de interações – a interação entre o LCA e a tibia e fêmur, a interação entre a tibia e os meniscos e ainda a interação do fêmur com os meniscos.

A primeira interação é realizada com auxílio da ferramenta *Tie*. O que esta ferramenta permite é a ligação do LCA ao osso nos locais de inserção na tibia e no fêmur (figura 76).

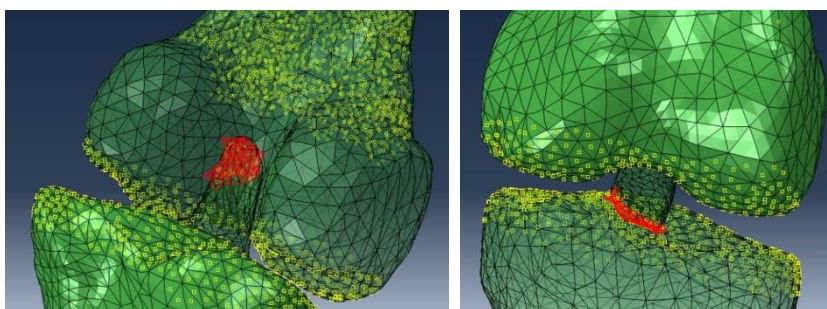


Figura 76 – *Tie* entre LCA e fêmur e entre o LCA e tibia

Para que não ocorra a penetração do fêmur nos meniscos no momento da simulação da sua flexão e de modo a que o seu movimento seja o mais aproximado do que ocorre na realidade, é necessária a criação de uma interação do tipo *Surface-to-surface contact* entre os dois componentes. Este tipo de contato fará com que o fêmur deslize sobre os meniscos, movimento que ocorre na realidade. Posto isto, foi selecionado um comportamento tangencial nesta interação de contato das superfícies (figura 77).

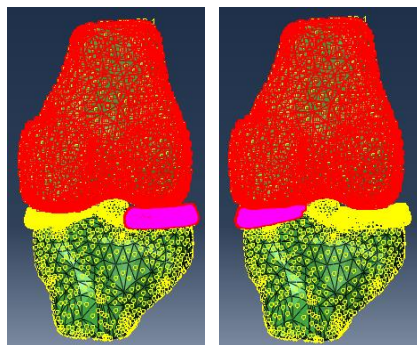


Figura 77 – Interação superfície-superfície entre o fémur e os meniscos

Tendo em conta que os meniscos e a tibia estão rigidamente ligados recorreu-se novamente à ferramenta *Tie* (figura 78).

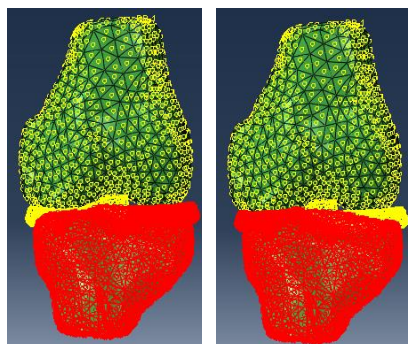


Figura 78 – *Tie* entre os meniscos e a tibia

Por fim, através da ferramenta *Rigid body*, criou-se uma área rígida, normalmente designada por corpo rígido, onde serão aplicadas as cargas. Antes desse passo é necessária a criação de um ponto de referência dentro daquilo que será o corpo rígido (figura 79).

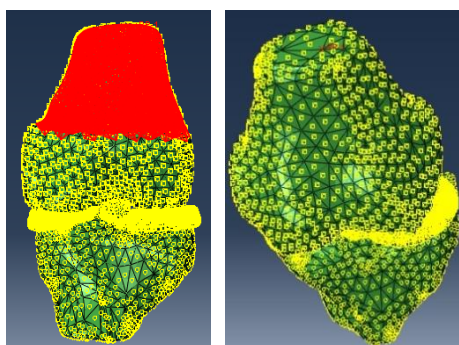


Figura 79 – Corpo rígido e criação do ponto de referência

g) Cargas

Depois de definidas todas as interações, tem de se aplicar a carga ou cargas necessárias de modo a que o movimento de flexão do joelho seja reproduzido. Como tal, foi aplicado um momento no ponto de referência anteriormente criado (figura 80). Este passo é realizado através do comando *Moment* no menu *Create Load*. O valor do momento e o grau de liberdade em que será aplicado terá de ser definido no momento da criação da carga.

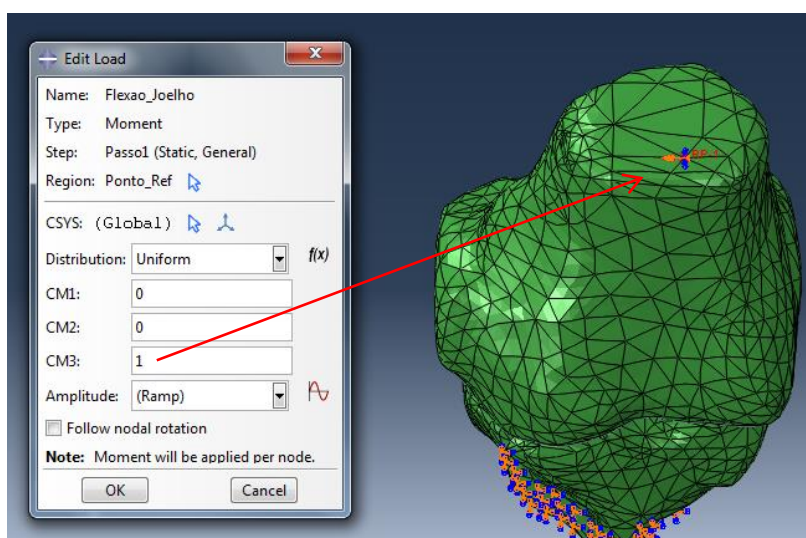


Figura 80 – Aplicação do momento no ponto de referência

Para representar o peso corporal foi aplicada uma força vertical também no ponto de referência (figura 81). Foi considerado um indivíduo de massa igual a 60 Kg, o que perfaz uma força em cada perna de 300 N.

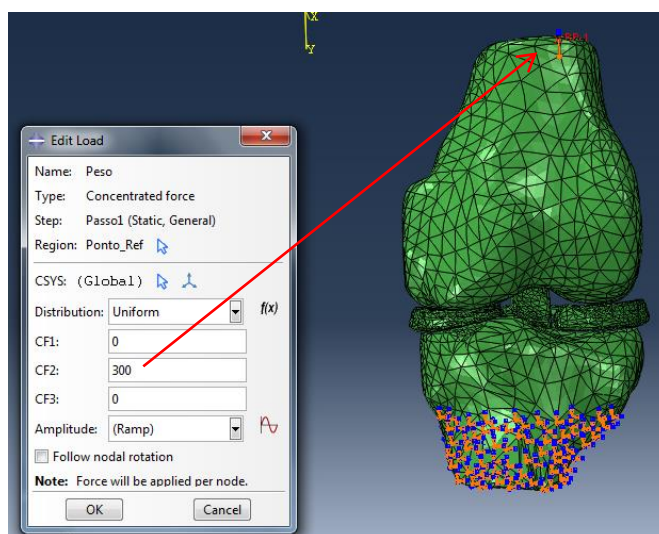


Figura 81 – Aplicação da carga correspondente ao peso no ponto de referência

h) Condições de Fronteira

As condições de fronteira são aplicadas, à semelhança das cargas, no módulo *Load*. Neste trabalho foram impostas três condições de fronteira.

A primeira trata de um encastramento à base da tíbia que permite bloquear o deslocamento nos seis graus de liberdade (figura 82). Ou seja, esta condição de fronteira fixa o modelo pela tíbia para que quando se aplicarem as forças, o modelo não se possa mover naquele ponto.

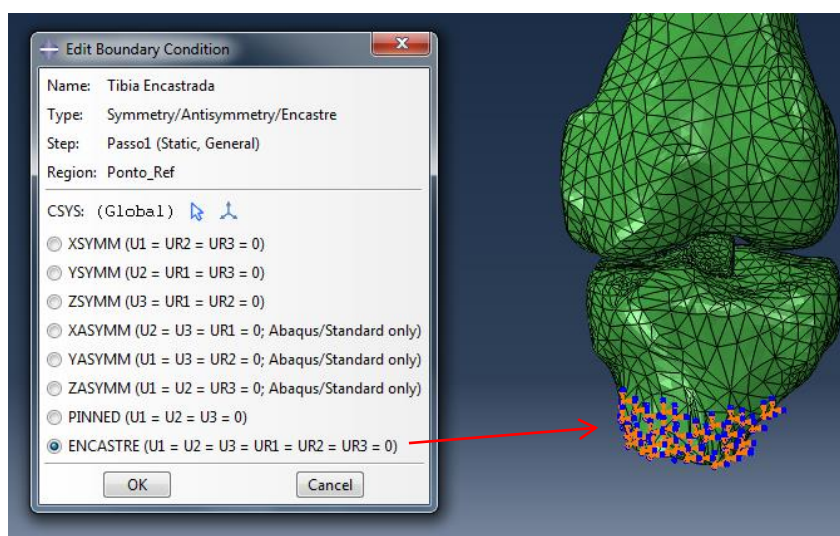


Figura 82 – Encastramento do modelo 3D na tíbia

De modo a que o movimento do fémur seja restringido a outros graus de liberdade que não o de flexão, foi aplicada uma condição de fronteira no ponto de referência criado anteriormente (figura 83).

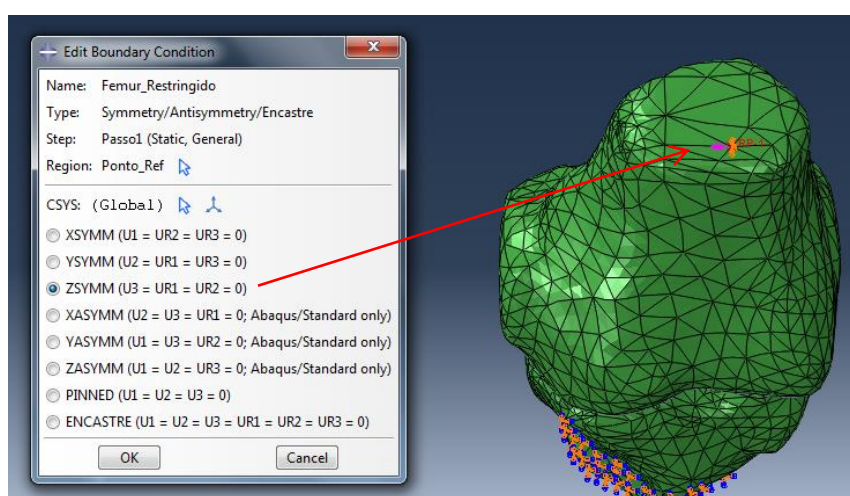


Figura 83 – Restrição do movimento do fémur

A última condição fronteira é aplicada no mesmo ponto de referência e visa definir qual a rotação a impor ao joelho e qual o seu valor máximo. Ou seja, definir o ângulo de flexão do joelho (figura 84). Neste caso, foi definido um ângulo máximo de flexão de 60 graus.

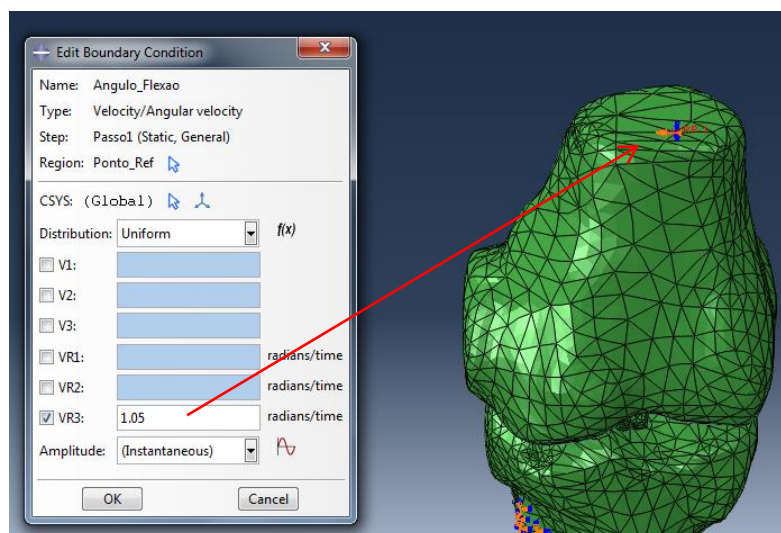


Figura 84 – Ângulo de flexão do joelho

i) Job

Depois de todas as etapas concluídas, basta submeter o trabalho no módulo *Job*. Depois de submetido, pode-se monitorizar o andamento da simulação e verificar quais as mensagens de erro que vão surgindo no monitor. O processo pode ser interrompido se assim se desejar.

Se nenhuma mensagem de erro inviabilizar a simulação e uma vez completa a análise, os resultados podem ser conferidos no módulo *Visualization* ou consultados na pasta de destino do ficheiro com a extensão *ODB*.

j) Resultados

Finalizado o processo de simulação da flexão do joelho humano, é necessário verificar e analisar os resultados. Os resultados gráficos visuais obtidos podem ser verificados de forma a comparar a aproximação da simulação ao contexto real. Como tal, pode ser visualizada a deformada (figuras 85 e 86) bem como a visualização da mesma deformada com a ilustração da distribuição das deformações presentes no LCA neste tipo de movimento (figura 87).

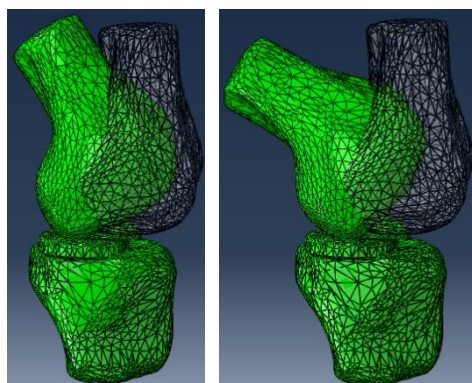


Figura 85 – Movimento de flexão do modelo 3D do joelho humano

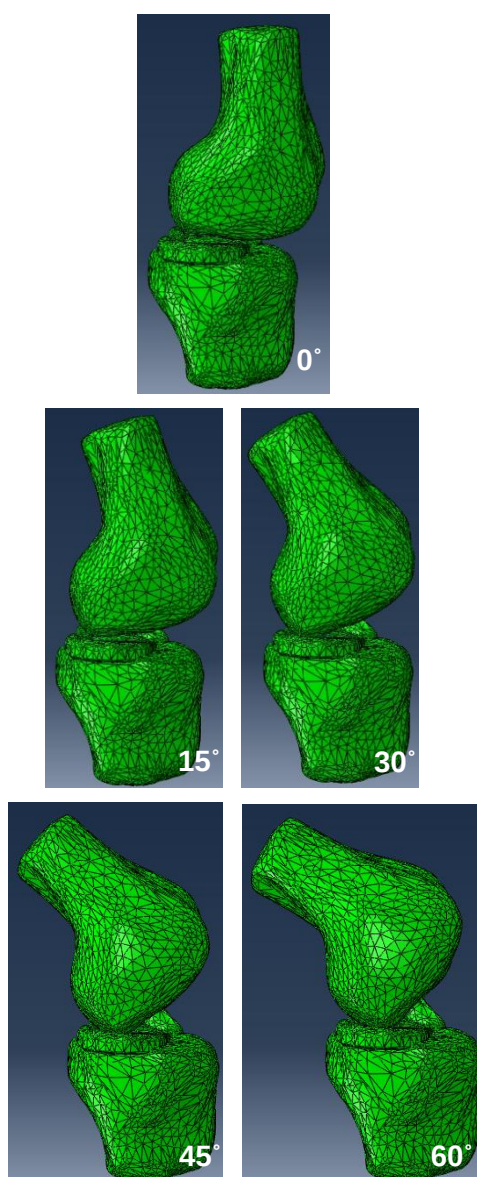


Figura 86 – Deformada para diferentes ângulos de flexão do joelho

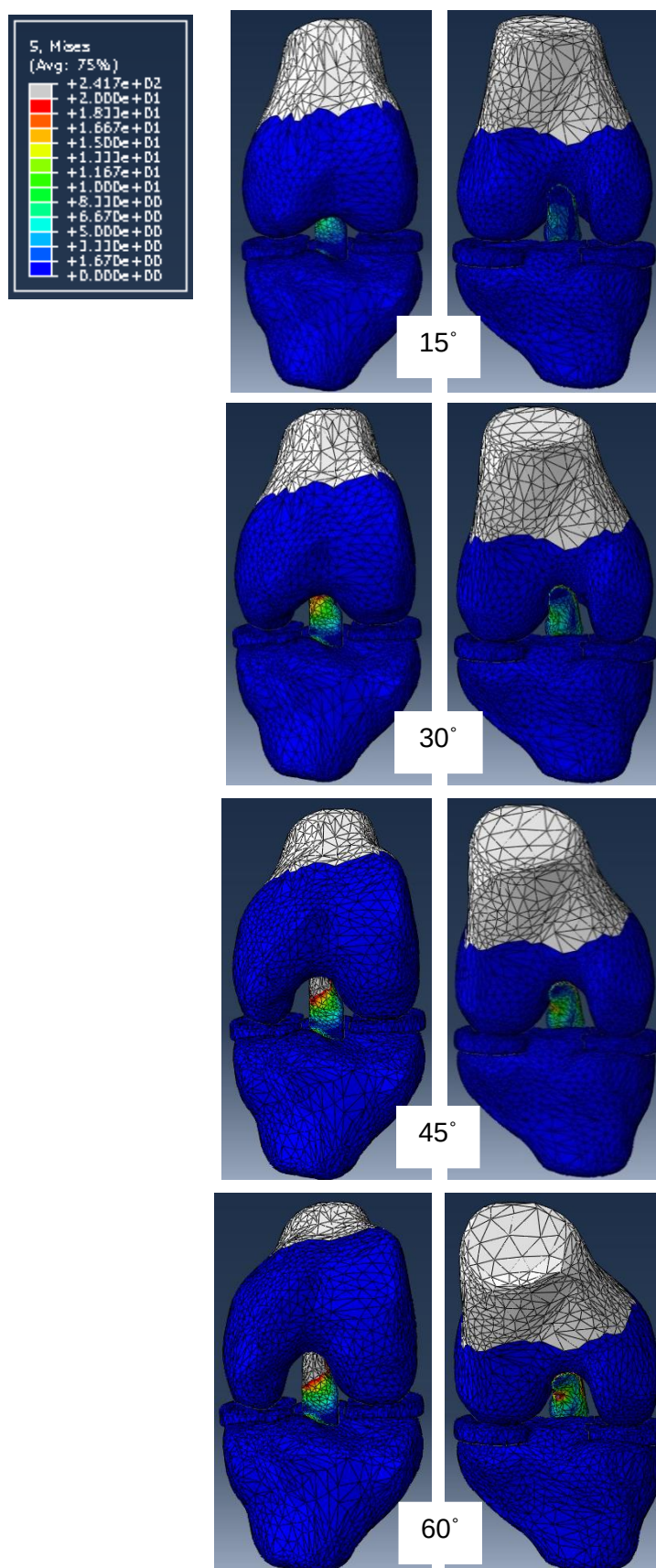


Figura 87 – Ilustração das deformações para diferentes ângulos de flexão do joelho

Os valores das deformações do LCA foram obtidos através do comando *Field Output* no módulo *Visualization*. Utilizando esses valores, foi desenhado um gráfico deformação vs ângulo de flexão (figura 88). Os valores de deformação apresentados representam a deformação média em todo o ligamento.

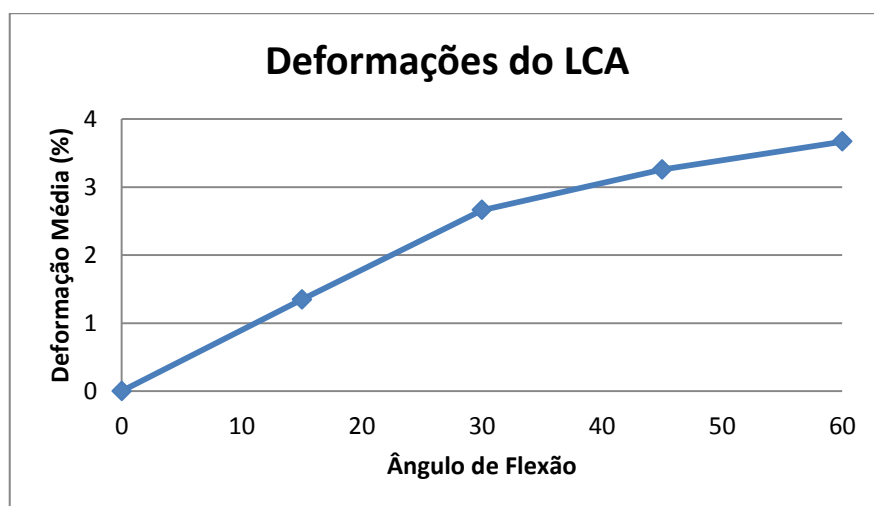


Figura 88 – Gráfico Deformação vs Ângulo de Flexão

Através da análise da figura 90 é possível verificar que as deformações do LCA aumentam consoante o ângulo de flexão imposto ao joelho. Para um ângulo de flexão de 60°, a deformação do LCA varia entre os 0% (0° de flexão) e os 3,7% (60° de flexão).

Na literatura este tipo de estudo não é encontrado, no entanto as deformações do LCA em função do ângulo de flexão do joelho são frequentemente medidas utilizando outros métodos. Comparando, então, os resultados práticos obtidos neste trabalho com os da literatura (capítulo 2.3.8.), verifica-se que, apesar de os valores de deformação estarem dentro da mesma gama (aproximadamente entre 0% e 4%), há um grande desfasamento no seu comportamento. Nos dados da literatura, as deformações são máximas a 15° de flexão e negativas entre 40° a 90°. Entre os 0° e os 15°, os 15° e os 30° e os 40° e 90° as deformações apresentam um comportamento crescente. Esta diferença de comportamento pode ser justificada pelo facto do ponto de referência (ângulo onde o LCA não está sob tensão) não ser coincidente: neste trabalho foi considerado os 0° de flexão enquanto na literatura é considerado entre os 30° e os 40° de flexão.

Neste trabalho é possível concluir também, e com auxílio da figura 87, que as deformações são tanto maiores quanto maior for a aproximação do LCA ao seu local de inserção no fêmur.

A fim de se perceber o efeito da carga correspondente ao peso do indivíduo (carga de 300 N no estudo 1) nas deformações do LCA, foi realizado um segundo estudo (estudo 2) sem aplicação dessa mesma carga. O gráfico da figura 89 compara os valores das deformações para os diferentes ensaios.

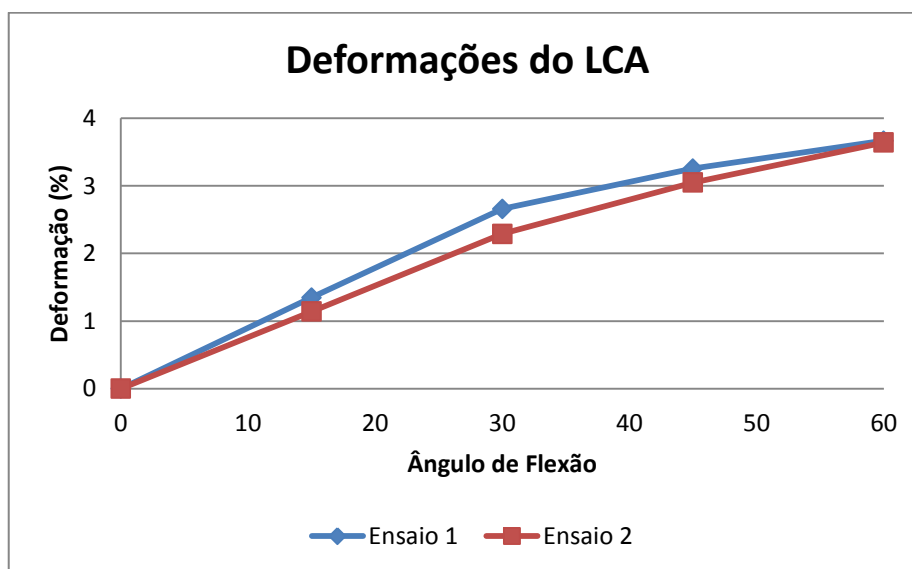


Figura 89 – Gráfico Deformação vs Ângulo de Flexão

Analisando a figura 89, verifica-se que quando se considera o peso do indivíduo (estudo 1) as deformações são ligeiramente superiores até 45° de flexão. A partir desse ângulo de flexão, o seu efeito no aumento das deformações não é tão notório, atingindo, a 60° de flexão, um valor de deformação do LCA muito próximo. Este comportamento também foi evidenciado por Fuhiya (2010). Fuhiya mediu as deformações do LCA com e sem carga dos músculos isquiotibiais e dos quadricíptes (figura 28). Tal como no ensaio 2 do gráfico 89, obteve a maior diferença de deformações a 30° de flexão e, a 60° de flexão, essas diferenças atenuaram-se.

3.3. Ensaio de tração ao LCA

De forma a se conhecer melhor as propriedades do LCA foram colhidos alguns ligamentos cruzados anteriores cadavéricos e submetidos posteriormente a ensaios de tração. A técnica de correlação digital de imagem para determinação das deformações também será testada. De seguida serão descritos os materiais e métodos e apresentados os resultados desses mesmos ensaios.

3.3.1. Materiais e Métodos

Colheita e Conservação do LCA

Para se realizarem os ensaios de tração em LCA é necessário primeiramente fazer a sua colheita. Foram então colhidos dois LCA de um cadáver com cerca de 40 anos, do sexo masculino e falecido 4 dias antes da colheita na Delegação do Norte do Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses.

Para se ter acesso ao LCA foi necessário em primeiro lugar a realização de um pequeno processo cirúrgico nos joelhos do cadáver. Com ajuda de um bisturi removeu-se a camada de pele que circunda a parte anterior do joelho (figura 90).



Figura 90 – Remoção da pele que circunda a parte anterior do joelho

De seguida, com auxílio de um martelo e um cinzel separou-se o tendão patelar da sua inserção óssea na tíbia (figura 91). Este processo permitiu a desobstrução da parte anterior do joelho pela rótula.

Após este passo, verificou-se importante a remoção do tecido adiposo para que a visualização do LCA ficasse desimpedida (figura 92).



Figura 91 – Separação do tendão patelar da sua inserção óssea na tíbia



Figura 92 – Remoção do tecido adiposo presente na articulação do joelho

O resultado final deste pequeno processo cirúrgico pode ser visualizado na figura 93. Recorrendo novamente ao martelo e ao cinzel, removeu-se o LCA com parte das suas inserções ósseas. Depois de removidos, os ligamentos foram colocados em recipientes contendo formol (ou formaldeído).

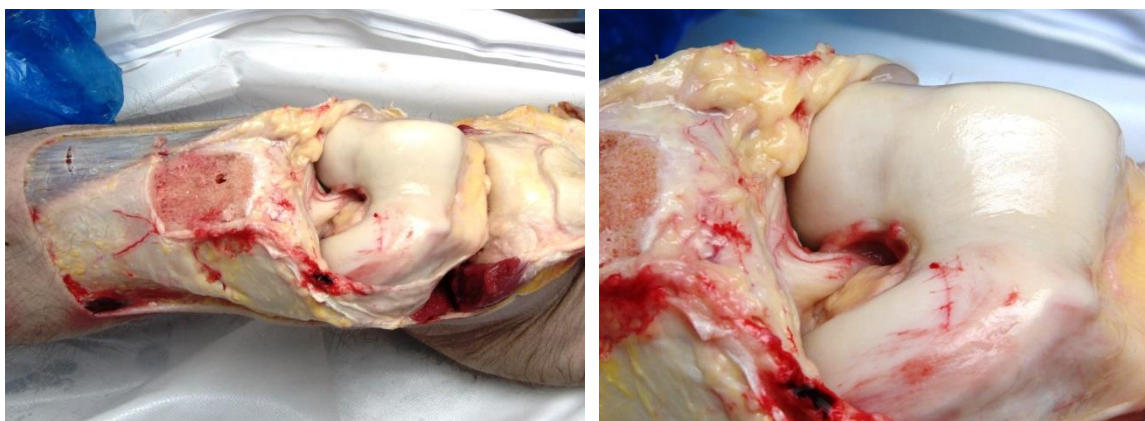


Figura 93 – Exposição do LCA na articulação do joelho

Ensaio de tração

Os ligamentos foram submetidos a um ensaio de tração uma semana após terem sido colhidos e conservados em formol.

Os ensaios de tração foram realizados no Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental (LOME) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) e foram realizados com o auxílio de uma máquina universal de ensaios mecânicos Instron ElectroPuls E1000 com uma célula de carga de 2 kN.

O primeiro ligamento (LCA1) foi colocado na máquina universal, com um alinhamento central em relação ao eixo e preso nas amarras pelos ossos (figura 94). Para melhor amarração do ligamento, foi necessário o corte e limpeza dos fragmentos de tíbia e fémur onde este estava inserido.



Figura 94 – Amarração do ligamento à máquina universal

Como referido, a técnica da correlação digital de imagem para determinação das deformações do LCA também foi testada. Recorreu-se a uma lente telecêntrica para o efeito posicionada a cerca de 6,3 cm do LCA. Esta técnica exige uma superfície padronizada e, como tal, foi aplicado um *toner* preto na superfície do ligamento (figura 95). A medição foi restringida a uma janela de 5 mm x 7 mm numa zona central do LCA.



Figura 95 – Aplicação do *toner* no LCA e montagem do equipamento de correlação digital de imagem

Depois de montado todo o equipamento, foram definidos os diferentes tipos de ciclos a que o LCA estaria sujeito. Foram estabelecidos, então, 7 ciclos (ver figura 96):

- 1º CICLO: Carregamento com um deslocamento de 5 mm a uma velocidade de 0,5 mm/s;
- 2º CICLO: Descarregamento com um deslocamento de 5 mm à mesma velocidade do ciclo 1;
- 3º CICLO: Novo carregamento com um deslocamento de 5 mm a uma velocidade de 5 mm/s;
- 4º CICLO: Novo descarregamento com um deslocamento de 5 mm à velocidade de 5 mm/s;
- 5º CICLO: Novo carregamento com um deslocamento de 5 mm a uma velocidade de 10 mm/s;
- 6º CICLO: Novo descarregamento com um deslocamento de 5 mm à velocidade de 10 mm/s;
- 7º CICLO: Carregamento final com deslocamento a uma velocidade de 0,5 mm/s até à rutura.

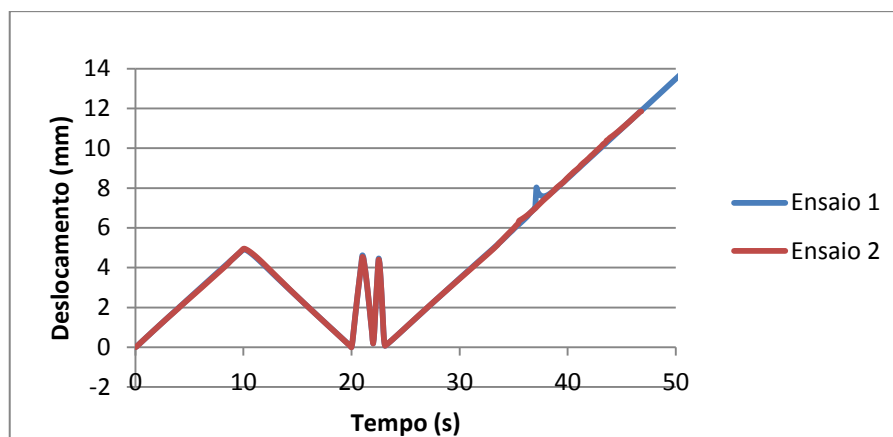


Figura 96 – Ciclos de deslocamento impostos para ensaiar os ligamentos

Após definidos os diferentes ciclos de ensaio, iniciou-se o ensaio e a captação de imagens pelo equipamento de correlação digital de imagem no mesmo instante.

O procedimento relatado anteriormente foi realizado também para o segundo ligamento (LCA2).

O comportamento dos ligamentos foi registrado no computador durante a realização dos ensaios recorrendo-se a um *software* específico. Através desse *software* foram registrados os valores do tempo do ensaio (em segundos), o deslocamento (mm), a deformação (%), a força (N) e a tensão (MPa) numa folha do Microsoft Excel.

3.3.2. Resultados

A aplicação do *toner* preto na superfície do ligamento criou um padrão bastante aceitável para medição das deformações por correlação digital de imagem. No entanto, devido à morfologia irregular da superfície do LCA e ao reduzido alcance de campo da lente telecêntrica (0,9 mm) e apesar de se ter reduzido o campo de captação da lente a uma janela de 5 mm x 7 mm, os píxeis em planos diferentes do plano focado pela lente apresentaram-se bastante desfocados. Este problema poderia ser atenuado utilizando duas câmaras, o que permitiria trabalhar também no eixo coordenado Z. No entanto, este não foi o único problema encontrado. O movimento para fora da imagem da superfície do ligamento durante a realização do ensaio não permitiu ao *software* de correlação de imagem captar o movimento dos píxeis. Este problema inviabilizou a medição das deformações do LCA por correlação digital de imagem (figura 97).

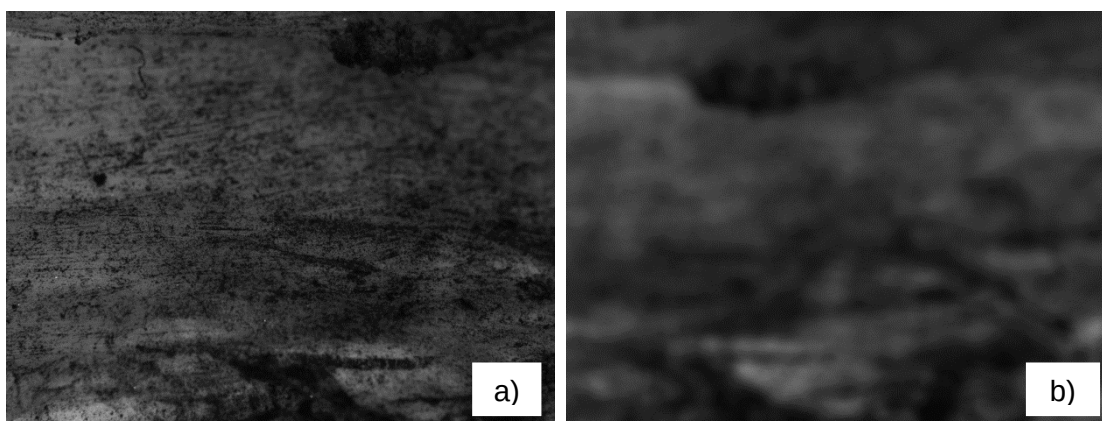


Figura 97 – a) Imagem captada no início do ensaio; b) Imagem captada depois do início do ensaio.

Ensaio de tração

Os dados dos ensaios obtidos foram colocados em gráficos. Os primeiros foram gráficos de carga vs tempo.

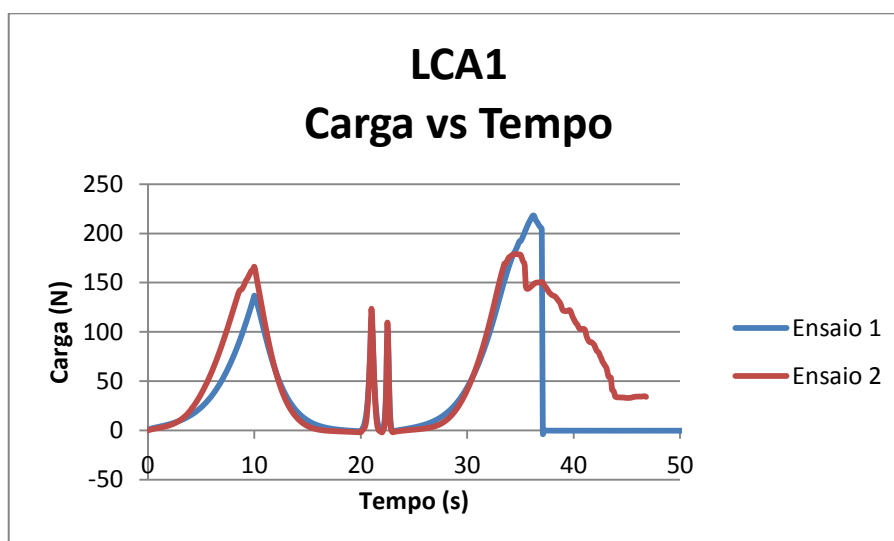


Figura 98 – Gráfico Deslocamento vs Tempo para o LCA1

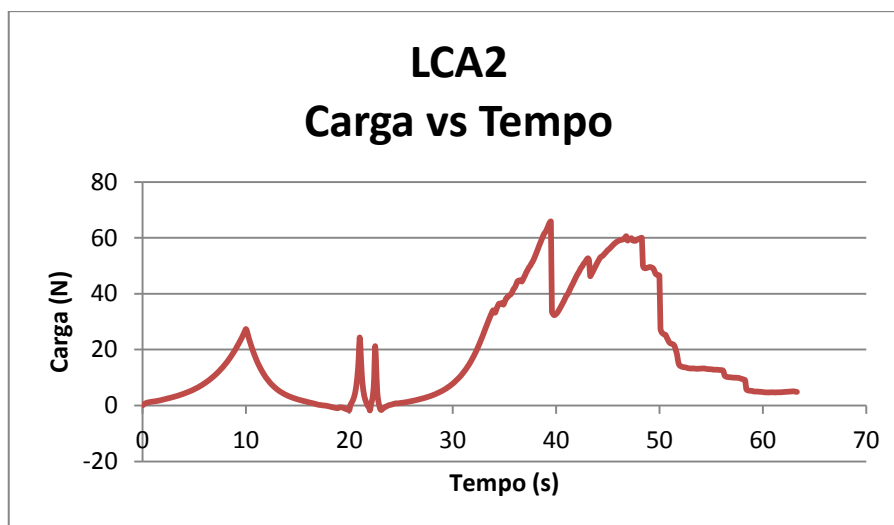


Figura 99 – Gráfico Carga vs Tempo do LCA2

Nos ensaios ao LCA1, não foi possível concluir todo o processo, sendo interrompidos no ciclo 7. Isto deveu-se ao facto do ligamento se soltar das amarras da máquina universal de ensaios (momento representado pelo último pico de carga e deslocamento próximo dos 37 segundos na figura 98). Assim, não ocorreu rutura deste ligamento.

Ao contrário do LCA1, o LCA2 não se soltou das amarras, pelo que foi possível estudar o seu comportamento até à rutura.

Análise dos ciclos 1, 3 e 5

A tabela 6 resume todos os resultados relevantes retirados dos gráficos anteriores. Foram apenas considerados para análise os ciclos 1, 3 e 5 visto que os ciclos 2, 4 e 6 representam o mesmo comportamento, respetivamente.

Tabela 6 – Carga máxima verificada nos ensaios de tração

	LCA1		LCA2
Ciclo	Carga Máxima (N)		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 1
1	137	166	27
3	113	123	24
5	101	110	21

A carga máxima de tração verificada foi de 166 N no ensaio 1 e 137 N no segundo ensaio do LCA1. Já no caso do LCA2, verificou-se uma carga máxima de 27 N, muito inferior à carga máxima registada para o LCA1. Nos três ensaios, a carga máxima foi atingido no ciclo 1. Verifica-se, também, que quanto mais rápido é realizado o ensaio, menor é a força de tração.

Depois de analisados os gráficos carga vs tempo, partiu-se para a construção de gráficos tensão vs deformação. Foi construído um gráfico para os ciclos 1, 3 e 5 de cada ensaio de forma a se estudar o comportamento das tensões e deformações para diferentes velocidades de tração.

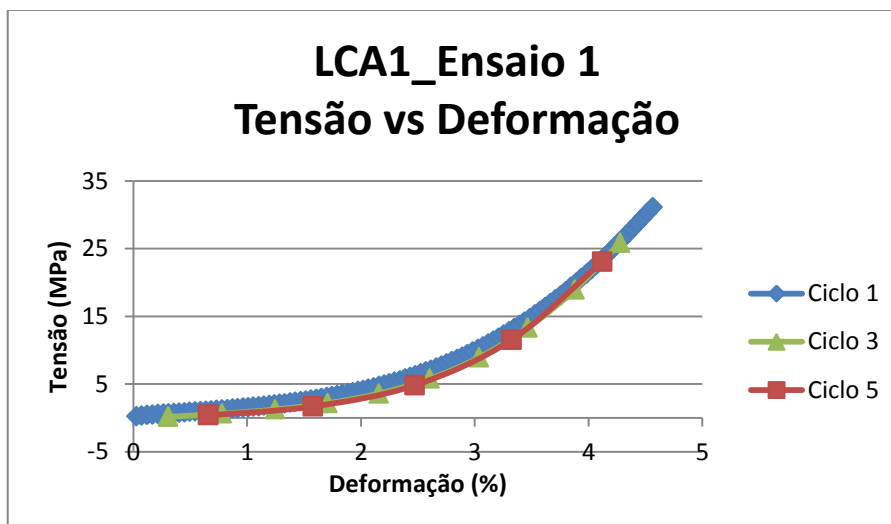


Figura 100 – Gráfico Tensão vs Deformação do primeiro ensaio do LCA1

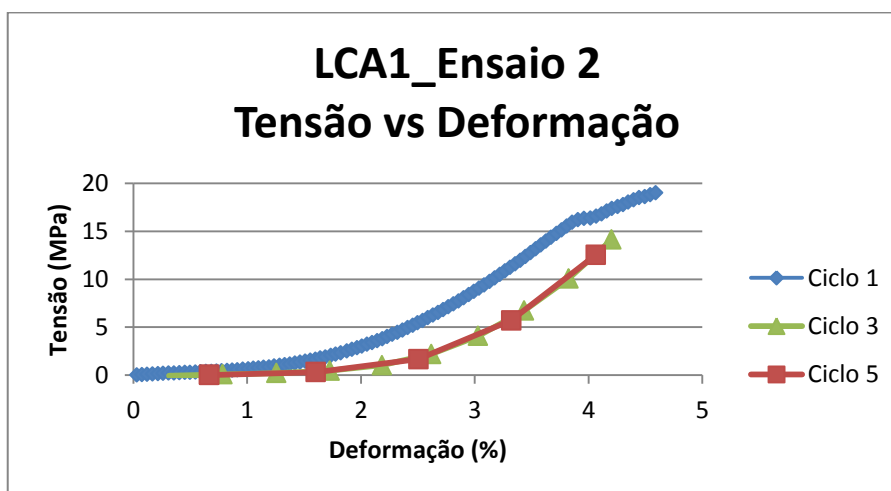


Figura 101 – LCA1_Ensaio 2_Ciclo1. Gráfico Tensão vs Deformação

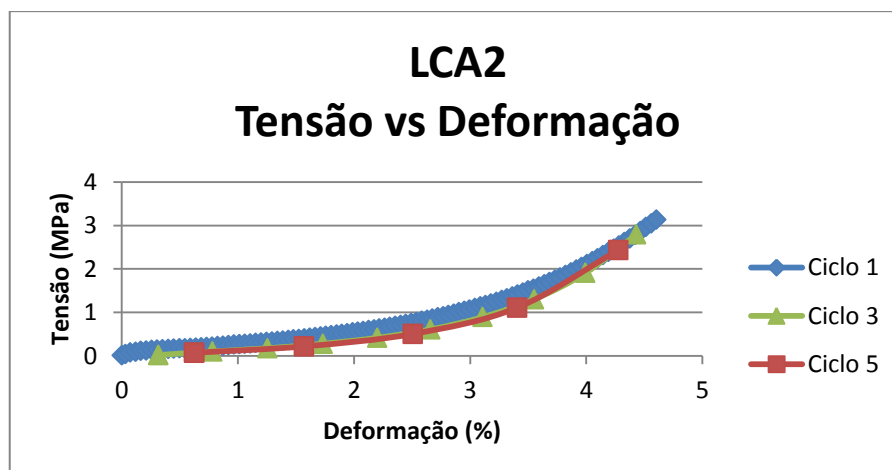


Figura 102 – Gráfico Tensão vs Deformação do LCA2

Tabela 7 – Tensão máxima verificada nos ensaios de tração

	LCA1		LCA2
Ciclo	Tensão Máxima (MPa)		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 1
1	31	19	3,14
3	26	14	2,79
5	23	13	2,43

Pela observação da tabela 7, que resume todos os resultados relevantes retirados dos gráficos anteriores, conclui-se que quanto maior a velocidade do ensaio, menor foi o valor da tensão registada. Os valores de tensão registada para o LCA2 mostraram-se muito inferiores aos do LCA1.

Para o cálculo do módulo de Young do LCA foi realizada uma regressão linear para os três ensaios dos gráficos tensão vs deformação desenhados. O declive das linhas de tendência de cada ciclo representa o valor do módulo de Young.

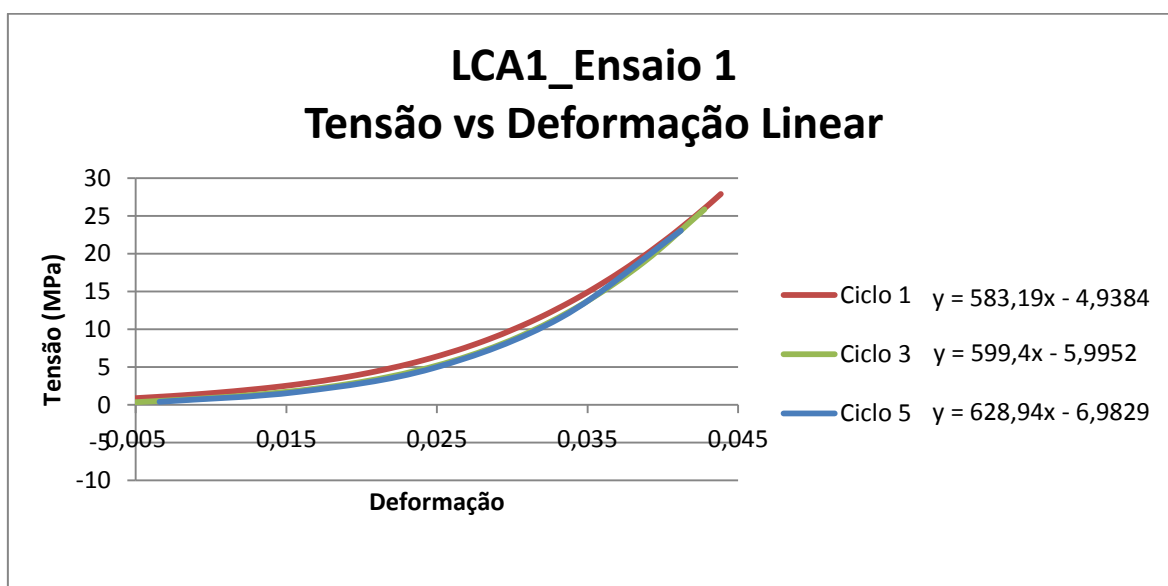


Figura 103 – Gráfico Tensão vs Deformação Linear do primeiro ensaio do LCA1

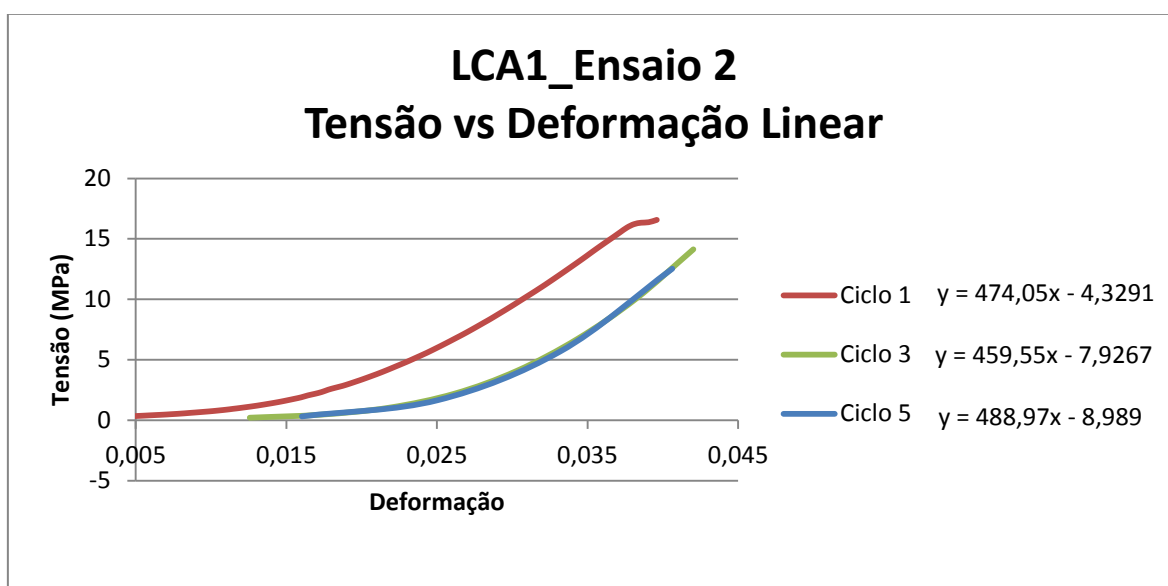


Figura 104 – Gráfico Tensão vs Deformação Linear do segundo ensaio do LCA1

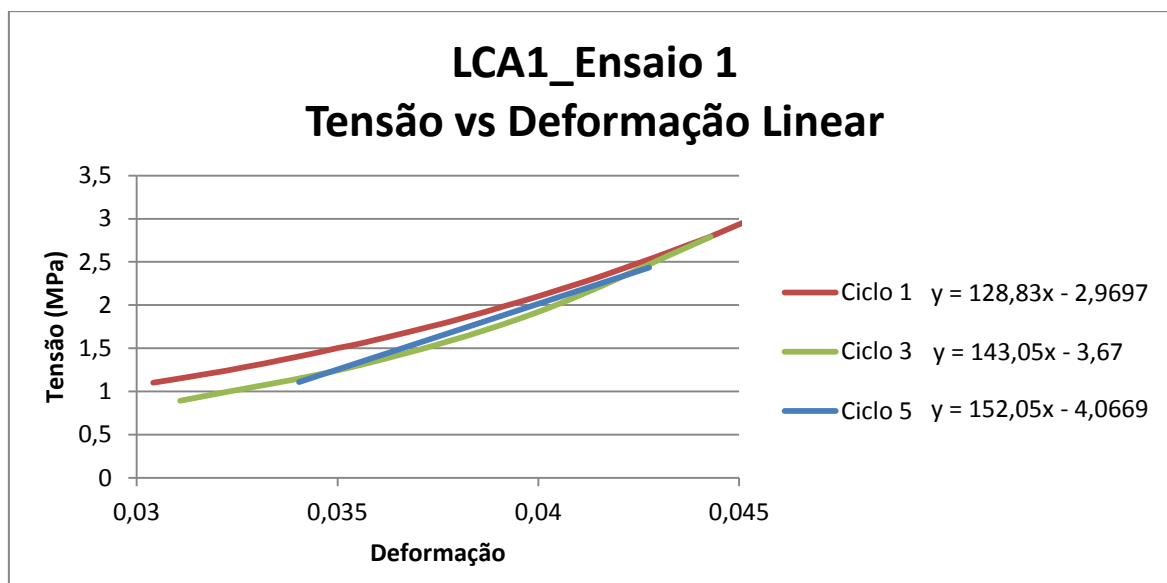


Figura 105 – Gráfico Tensão vs Deformação Linear do primeiro ensaio do LCA1

Tabela 8 – Módulo Young experimental

	LCA1		LCA2
Ciclo	Módulo de Young (MPa)		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 1
1	583,19	454,5	128,83
3	599,4	459,55	143,05
5	628,94	488,97	152,05

Através da análise da tabela 8 verifica-se que, apesar dos valores do módulo de Young diferirem quanto ao seu valor, o seu comportamento foi semelhante. Como era de esperar, os valores do módulo de Young aumentaram com o aumento da velocidade do ensaio. Ou seja, os ligamentos são tão mais rígidos quanto maior for a velocidade de tração. No entanto, os valores do módulo de Young experimentais para o LCA1 foram muito superiores aos valores de referência (93 a 163 MPa em indivíduos do sexo masculino). Já os valores do módulo de Young do LCA2 encontram-se dentro do intervalo dos valores de referência.

Análise do ciclo 7

Uma vez que o LCA1 se soltou das amarras da máquina de ensaios, não é possível estudar o seu comportamento no momento da rutura. Por essa razão, analisar-se-á o ciclo 7 apenas para o LCA2.

Construiu-se, então, um gráfico carga vs tempo (figura 106).

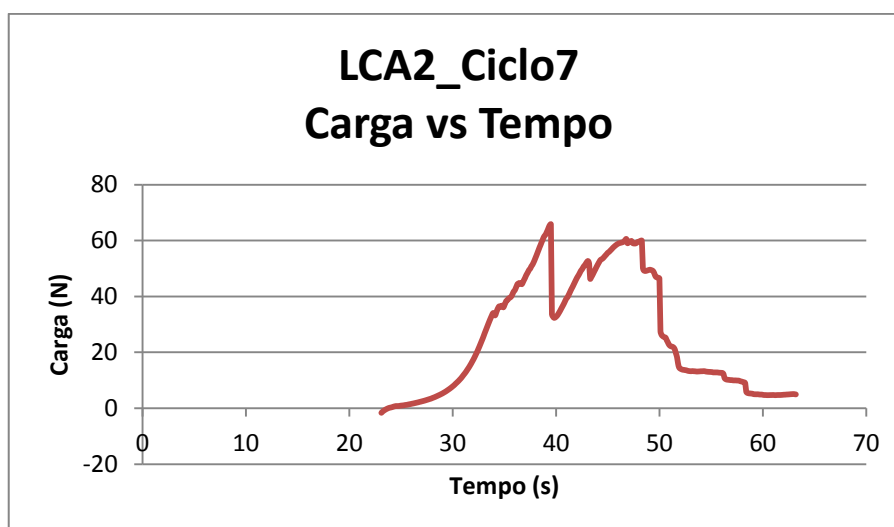


Figura 106 – Gráfico Carga vs Tempo do LCA2 para o ciclo 7

Como se pode observar pela figura 106, o valor da carga máxima foi de 65 N. Nesse instante dá-se início à rutura do LCA2. No entanto, verifica-se a presença de novos picos de carga posteriores a esse instante. Como referido no capítulo 2.3.2., o LCA é constituído por vários feixes, sendo os feixes antero-medial (AM) e pósterio-lateral (PL) os principais. No momento em que um dos feixes rompe, o outro tem a capacidade de aguentar mais carga até romper também. Essa capacidade traduz-se pela presença vários picos de carga. Este comportamento foi evidenciado por Paschos *et al.* (2010). Na figura 107 pode verificar-se o aspeto final do ligamento após o ensaio. Verifica-se ainda que nem todas as fibras romperam.

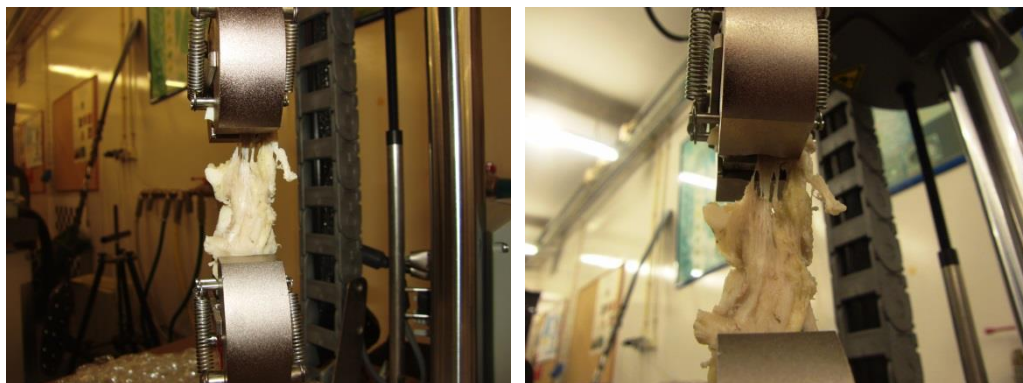


Figura 107 – LCA2 após finalização do ensaio

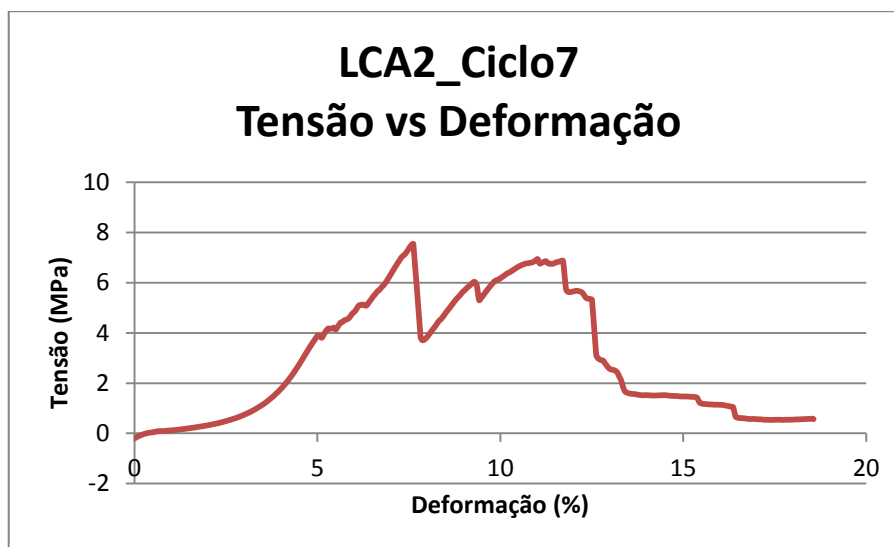


Figura 108 – Gráfico Tensão vs Deformação do LCA2 para o ciclo 7

A tensão máxima foi próxima dos 8 MPa, correspondendo a uma deformação de 7,5%.

Para calcular o módulo de Young para o ciclo 7, fez-se uma nova regressão linear da zona elástica do gráfico da figura 108.

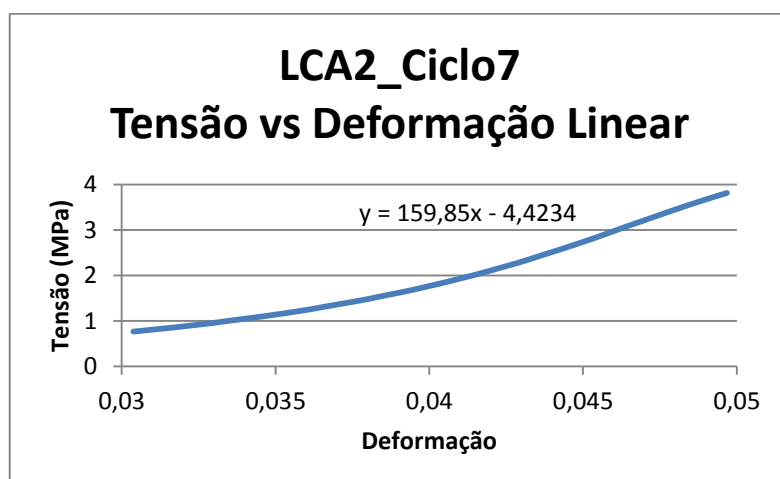


Figura 109 – Gráfico Tensão vs Deformação Linear do LCA2 para o ciclo 7

A tabela 9 apresenta algumas propriedades mecânicas do LCA2 no momento da rutura.

Tabela 9 – Propriedades medidas no momento da rutura do LCA2

Propriedades	Valores
Deslocamento até rutura (mm)	8,22
Deformação até rutura (%)	7,62
Carga Máxima (N)	65,86
Tensão Máxima (MPa)	7,54
Módulo de Young (MPa)	159,85

Os valores das propriedades mecânicas medidas neste ensaio encontram-se bastante abaixo dos valores de referência (com exceção do deslocamento até à rutura e o módulo de Young). Esse comportamento já tinha sido evidenciado nos ensaios anteriores para os valores de carga máxima e tensão máxima. Esse desfasamento entre

os valores experimentais e de referência pode ser justificado por dois fatores: o primeiro pela data do óbito do indivíduo de onde foram colhidos os ligamentos (pelo menos 4 dias depois do óbito); o segundo fator pode ser o modo de conservação dos ligamentos. Sabe-se que o formol é ótimo na conservação das características anatómicas dos tecidos, no entanto, a sua influência nas propriedades físico-químicas ainda é um pouco desconhecida. O tempo excessivo (uma semana) de conservação do LCA2 em formol pode ter contribuído ainda mais para a degradação das suas propriedades físico-químicas.

Para medição da área dos dois ligamentos foi considerada uma secção retangular. No entanto, na realidade, a área de secção do ligamento nas suas inserções ósseas é maior que na zona central, não formando, por esse motivo, uma secção perfeitamente retangular. Esta imprecisão na medição da área poderá ter afetado a medição das tensões. As diferentes cargas de tração obtidas nos ensaios também afetam diretamente as tensões. Por sua vez, as tensões condicionam o módulo de Young, o que pode justificar as diferenças entre os vários módulos de Young.

CAPÍTULO IV – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

4.1. Conclusões

4.2. Perspetivas Futuras

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

CAPÍTULO IV – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

4.1. Conclusões

O ligamento cruzado anterior é apenas um dos muitos constituintes do joelho humano. Para se estudar esse constituinte é necessário compreender a anatomia do joelho bem como a sua cinemática e as forças envolvidas no seu movimento. Além disso, é um dos ligamentos que confere estabilidade ao joelho humano.

O estudo das deformações deste constituinte do joelho é muito mencionado na literatura, principalmente em cadáveres. Para se poder partir para esses estudos tem de se conhecer tudo sobre este importante ligamento. A sua morfologia, constituição e dimensões proporcionam-lhe características biomecânicas importantes para o desempenho eficaz da sua função.

A rutura deste ligamento é muito comum e tem-se mostrado muito incapacitante e dispendiosa, afetando em maior proporção o género feminino. Quando ocorre a rutura do ligamento cruzado anterior coloca-se a necessidade de intervir cirurgicamente para restaurar as suas funções. A técnica de reconstrução do LCA não reúne, ainda hoje, consenso entre os especialistas. É impossível conseguir-se, com os enxertos disponíveis, a reconstituição idêntica ao LCA original. Existe um grande número de técnicas cirúrgicas relatadas, no entanto, nenhuma delas demonstrou ser totalmente eficaz. No momento da reconstrução do ligamento é necessário ter em conta o tipo de enxerto a utilizar. Até ao dia de hoje, inúmeras alternativas de enxerto com resultados práticos aceitáveis têm sido relatadas na literatura. Estes enxertos podem ser obtidos do próprio indivíduo (autoenxertos), de outro indivíduo (aloenxertos) ou, em alternativa, serem usados enxertos artificiais. A tentativa de conceção de um ligamento artificial biodegradável tem tido grande destaque na comunidade científica pelas inúmeras vantagens que proporcionam.

A realização desta tese teve como intuito ajudar na conceção desses ligamentos artificiais através da medição e simulação de várias propriedades mecânicas do LCA biológico.

Neste trabalho verificou-se que é possível a simulação das deformações do LCA recorrendo a reconstruções 3D de imagens obtidas por RM. Utilizando o Mimics® ou outro *software* similar é possível a seleção e reconstrução 3D de todos os componentes anatómicos do joelho humano visíveis numa imagem obtida por RM. As imagens obtidas por TAC não favorecem a visualização de partes moles, pelo que não servem para o

objetivo pretendido. Depois do modelo 3D ser construído foi necessário a sua edição para corrigir pequenos defeitos ou mesmo a densidade da nuvem de pontos do modelo 3D. O SolidWorks® mostrou-se ineficaz para realizar estas alterações, pelo que se utilizou apenas o Materialise 3-Matic®. Para melhor simular a flexão do joelho no Abaqus®, foi necessário a construção dos meniscos no SolidWorks®. Construído todo o modelo, partiu-se para a simulação. As deformações do LCA obtidas não foram muito concordantes com as apresentadas na literatura. Esta diferença pode ser justificada pelo facto do ponto de referência utilizado neste trabalho (0° de flexão) não ser coincidente com o ponto de referência utilizado por vários autores (entre os 30° e os 40° de flexão). Neste trabalho verificou-se também que, considerando o peso do indivíduo, as deformações do LCA são ligeiramente superiores.

Depois de colhidos, os ligamentos foram submetidos a ensaios de tração. Devido à morfologia irregular da superfície do LCA, ao seu movimento pouco linear durante o ensaio de tração, ao reduzido alcance de campo da lente e à utilização apenas de uma câmara, a medição das deformações do LCA pelo método da correlação digital de imagem não foi possível. Os resultados obtidos nos ensaios foram bastante díspares dos encontrados na literatura. O tempo longo entre a data do óbito e a colheita dos ligamentos, o modo e tempo de conservação dos ligamentos em formol podem estar na causa desse desfasamento.

4.2. Perspetivas Futuras

Como este trabalho foi muito abrangente, desde a simulação até aos ensaios biomecânicos, pode servir de base a vários trabalhos futuros. Devido ao facto dos valores obtidos terem sido muito díspares dos valores teóricos apresentados na literatura, é necessário realizar algumas melhorias quer ao nível do modelo 3D quer ao nível do protocolo experimental dos ensaios biomecânicos.

No que se refere ao modelo 3D do joelho humano, muitas alterações podem ser realizadas. Seria interessante, num primeiro passo, obter um modelo 3D em vários ângulos de flexão do joelho. Isto permitiria, por exemplo, começar a análise das deformações por simulação numérica noutro ponto de referência. A construção 3D de outros componentes anatómicos do joelho humano, como os ligamentos colaterais e o ligamento cruzado posterior, seria útil para aproximar a simulação ao contexto real e ainda se estudar o comportamento desses mesmos componentes. Outro trabalho muito útil e interessante seria a simulação de situações de risco de lesão do LCA.

Para melhor obtenção das propriedades do LCA, o protocolo experimental dos ensaios de tração deve ser revisto. Primeiramente deve-se encontrar outro método de conservação. O estudo e aplicação de novas amarras seria importante. A técnica de aplicação do método de correlação de imagem deve ser retificada - testar com duas câmaras - e o estudo e aplicação de novas técnicas de medição das deformações seria vantajoso. Seria igualmente importante conseguir-se aplicar novas técnicas de medição das deformações no próprio instituto de medicina legal de modo a que se obtenha as deformações do LCA em função do ângulo de flexão.

Se se conseguissem atingir os objetivos propostos acima, o ideal seria comparar os valores obtidos pela simulação com os valores obtidos experimentalmente. Essa comparação possibilitaria aferir o quanto a simulação se aproximava do contexto real e, caso se verificasse que sim, evitar-se os trabalhos em cadáveres.

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

FONTES DE INFORMAÇÃO

Referências Bibliográficas

AMIS, A. A.; DAWKINS, G. P. C. (1990) Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. Proceedings of the fourth Congress of the European Society of Sports Traumatology Knee Surgery and Arthroscopy.

AMIS, A. A.; DAWKINS, G. P. (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 73(2), 260-267.

ARNOCZKY, S. P. (1983) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clinical Orthopaedics*, 172, 19-25.

BEASLEY, Leslie S.; *et al.* (2005) Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Literature Review of the Anatomy, Biomechanics, Surgical Considerations, and Clinical Outcomes. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 5-19.

BEYNNON, Bruce D.; FLEMING Braden C. (1998) Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. *Journal of Biomechanics*, 31(6), 519-525.

BRANTIGAN, O. C.; VOSHELL, A. F. (1941) The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 23, 44-66.

BRONZINO, J. (2000) *Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press. 2ª Edição. Vol 1.

BUONCRISTIANI, Anthony M.; *et al.* (Setembro de 2006) Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 22(9), 1000-1006.

BUTLER, D. L.; NOYES, F. R.; GROOD, E. S. (1980) Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62(2), 259-70.

COLOMBET, P; ALLARD, M; BOUSQUET, V; LAVIGNE, C; FLURIN, P.H. (2008) The history of LCA surgery. *Le journal orthopedique sur le web*,10.

COMPLETO, António; FONSECA, Fernando. (2011) *Fundamentos de Biomecânica: Músculo, Esquelética e Ortopédica*. Publindústria. ISBN: 9789728953706.

DRAKE, L. Richard; VOGL, Wayne; MITCHELL, Adam W. M. (Maio de 2004) *Gray's Anatomia para estudantes*. Elsevier. 2ª Edição. ISBN: 9788535216387.

DRAKOS, Mark C.; VARREN, Russel F. (2009) My Approach to Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 17(1), 11-15.

DUTHON, V. B.; *et al.* (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14(3), 204-213.

ENDERLE, John D.; BRONZINO, Joseph D.; BLANCHARD, Susan M. (2005) Introduction to Biomedical Engineering. *Elsevier Academic Press*.

FENG, David Dagan (2007) *Biomedical Information Technology*. Academic Press. ISBN: 978-0123-73583-6.

FINNI, T.; KOMI, P. V.; LUKKARINIEMI, J. (1998) Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *European Journal of Applied Physiology*, 77(3). 289-291.

FLEMING, B. C.; BEYNNON, B. D. (2004) In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(3). 318-328.

FLEMING, Braden C.; *et al.* (2001) The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 163-70.

FOGGIATTO, José Aguiomar (2011) O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológico. *NUFER – DAMEC/CITEC – Universidade Tecnológica Federal do Panamá – UTFPR*.

FRESVIG, T.; LUDVIGSEN, P.; STEEN, H.; REIKERAS, O. (2008) Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone. *Medical Engineering & Physics* 30(1). 104-108.

FROBELT, R. B.; LOHMANDER, L.S.; ROOS, H. P. (2007) Acute rotational trauma to the knee: poor agreement between clinical assessment and magnetic resonance imaging findings. *Scandinavian Journal Medicine and Science in Sports*, 17, 109-14.

FUJIYA, Hiroto (2011) Effect of muscle loads and torque applied to the tibia on the strain behavior of the anterior cruciate ligament: An in vitro investigation. *Clinical Biomechanics*, 26(10), 1005-1011.

FURMAN, W.; MARSHALL, J. L., GIRGIS, E. G. (1976) The anterior cruciate ligament - a functional analysis based on postmortem studies. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 58, 179-185.

GAO, Zhan; DESAI, Jaydev P. (2010) Estimating zero-strain states of very soft tissue under gravity loading using digital image correlation. *Medical Image Analysis*, 14, 126-137.

GEORGOULIS, A. D.; *et al.* (2010) LCA injury and reconstruction: Clinical related in vivo biomechanics. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96(8), 119-128.

GIRGIS, F.C.; MARSHAL, J. L.; MONAJEM, A. R. S. (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical Orthopaedics*, 106, 216-231.

GOLLEHON, D. L.; TORZILLI, P. A.; WARREN, R. F. (1987) The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69(2), 233-242.

GULICK, Dawn T.; YODER, Heather, N. (2002) Anterior cruciate ligament reconstruction: clinical outcomes of patella tendon and hamstring tendon grafts. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1, 63-71.

HARVEY, A.; THOMAS, N. P.; AMIS, A. A. (Maio de 2005) Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, 87(5), 593-603.

HWANG, Shun-Fa; HORN, Jhih-Te; WANG, Hou-Jiun (2008) Strain measurement of SU-8 photoresist by a digital image correlation method with a hybrid genetic algorithm. *Optics and Lasers in Engineering*, 46, 281-289.

KALENDER, Willi A. (2000) *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis. 3ª Edição.

KHANDPUR, R. S. (2005) *Biomedical instrumentation: technology and applications*. New York: McGraw-Hil.

KOMI, P. V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; BONNEFOY, R.; GEYSSANT, A.; LACOUR, J. R. (1996) Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *European Journal of Applied Physiology*, 72(3), 278-280.

LEUNG, C. K. Y. (2001) Fiber optic sensors in concrete: the future? *NDT&E International*, 34(2), 85-94.

LEVY, Andrew, S.; DUCEY, Stephen. (Abril 1998) Graft selection/fixation in revision: Anterior cruciate ligament surgery. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 6(2), 77-82.

LI, G.; RUDY, T. W.; SAKANE, M.; KANAMORI, A; MA, C. B.; WOO, S. L. Y. (Novembro de 1999) The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the LCA. *Journal of Biomechanics*, 32, 395-400.

LI, Guoan.; ZAYONTZ, Shay; MOST, Ephrat; DEFRATE, Louis E.; SUGGS, Jeremy F.; RUBASH, Harry E. (2004) In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *Journal of Orthopedic Research*, 22, 293-297.

LÚCIO, M. (2008) Efeito da Osteoporose e da Osteoartrose nas Propriedades Mecânicas e Estruturais do Osso Trabecular. Lisboa, Instituto Superior Técnico – Universidade Técnica de Lisboa. **Tese de Mestrado.**

McCULLOCH, Patrick C.; LATTERMANN, Christian; BOLAND, Arthur L.; BACH, Bernard R. (Abril de 2007) An Illustrated History of Anterior Cruciate Ligament Surgery. *The Journal of Knee Surgery*, 20(2), 95-104.

MICHEO, William; HÉRNANDEZ, Liza; SEDA, Carlos. (Outubro de 2010) Evaluation, Management, Rehabilitation, and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Concepts. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2(10), 935-44.

NEUMAN, Paul. (2010) Anterior Cruciate Ligament Injury, Patient Variables, Outcomes and Knee Osteoarthritis. Faculdade de Medicina – Lund University. **Tese de Doutoramento.**

NORONHA, José Carlos Pereira Pinto. (1999) Isometria na reconstrução do ligamento cruzado anterior. Porto, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS) – Universidade do Porto. **Tese de Doutoramento.**

NORWOOD, L. A; CROSS, M. J. (1979) Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *The American Journal of Sports Medicine*, 7(1), 23-6.

ODENSTEN, M.; GILLQUIST, J. (1985) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 67(2), 257-62.

PASCHOS, Nikolaos K. *et al.* (Julho de 2010) Cadaveric Study of Anterior Cruciate Ligament Failure Patterns Under Uniaxial Tension Along the Ligament. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 26(7), 957-967.

PIZIALI, R. L.; RASTEGAR, J.; NAGEL, D. A.; SCHURMAN, D. J. (1980) The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint. *Trans. ASME. Journal of Biomechanical Engineering*, 102(4), 277-83.

PRINCE, Jerry. L.; LINKS, Jonathan M. (2006) *Medical Imaging: Signals and Systems*. Pearson Hall.

SEELEY, Rod R.; STEPHENS, Trent D.; TATE, Philip. (2003) *Anatomia e Fisiologia*. McGraw-Hill Companies. 6ª Edição. ISBN: 972-8930-07-0.

SILVA, Pedro Miguel Gonçalves Oliveira. (Junho de 2010) Prótese total do joelho – a história da arte: revisão bibliográfica. Covilhã, Faculdade de Ciências da Saúde. **Tese do Mestrado Integrado em Medicina**.

SILVARES, Paulo Roberto de Almeida. (2001) Análise das propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior, ligamento da patela e tendão do músculo semitendíneo triplicado - estudo experimental em cadáveres humanos. Faculdade de Medicina (UNESP) – Campus de Botucatu. **Tese de Doutorado**.

SILVERS, Holly J.; MANDELBAUM, Bert R. (10 de Fevereiro de 2011) LCA Injury Prevention in the Athlete. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 27, 9.

SZTEFEK, Pavel; VANLEENE, Maximilien; OLSSON, Robin; COLLINSON, Rebecca; PITSILLIDES, Andrew A.; SHEFELBINE, Sandra (2010) Using digital image correlation to determine bone surface strains during loading and after adaptation of the mouse tibia. *Journal of Biomechanics*, 43. 599-605.

TAYLOR, K.A.; CUTCLIFFE, H. C.; QUEEN, R.M.; UTTURKAR, G.M.; SPRITZER, C.E.; IRRIBARRA, L.A.; GARRET, W.E.; DEFRATE, L.E. (2013) In vivo measurement of LCA length and relative strain during walking. *Journal of Biomechanics*, 46. 478-483.

TAYLOR, K.A.; TERRY, M.E.; UTTURKAR, G.M.; SPRITZER, C.E.; QUEEN, R.M.; IRRIBARRA, L.A.; GARRET, W.E.; DEFRATE, L.E. (2011) Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *Journal of Biomechanics*, 44. 365-371.

VIEIRA, André Ferreira Costa. (2011) Biomechanical Simulation Modelling of Biodegradable Composites in Ligament Tissue Augmentation Devices. Porto, Faculdade de Engenharia do Porto (FEUP) – Universidade do Porto. **Tese de Doutoramento**.

WEBSTER, John G.; CLARK, John W.; NEUMAN, Michael R.; OLSON, Walter H.; PEURA, Robert A.; PRIMIANO, Frank P.; SIEDBAND, Melvin P.; WHEELER, Lawrence A. (2009) *Medical Instrumentation: Application and Design*. John Wiley & Sons, Inc. 4ª Edição. ISBN: 978-0471-67600-3.

WEISS, Jeffrey A.; Gardiner, John C. (2001) Computational Modeling of Ligament Mechanics. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 29(4),1-70.

WELSH, R. P. (1980) Knee joint structure and function. *Clinical Orthopaedics*,147, 7-14.

WILLIAMS, Peter L.; WARWICK, Roger; DYSON, Mary; BANNISTER, Lawrence H. (1995) *Gray Anatomia*. Guanabara Koogan S.A. 32ª Edição Rio de Janeiro.

WOO, Savio L-Y.; FOX, Ross J.; SAKANE, Masataka; LIVESAY, Glen A.; RUDY, Theodore W.; FU, Freddie H. (1998) Biomechanics of the LCA: Measurements of in situ force in the LCA and knee kinematics. *The Knee*. 267-288.

ZANG, Yanxin; LIU, Guangyu; XIE, Sheng Quan (2011) Biomechanical simulation of anterior cruciate ligament strain for sports injury prevention. *Computers in Biology and Medicine*, 41(3), 159-63.

ZANTOP, Thore; PETERSEN, Wolf; FREDDIE, H. Fu. (2005) Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 20-28.

ZIELINSKA, B.; DONAHUE, T. L. (2006) 3D finite element model of meniscectomy: changes in joint contact behavior. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(1),115-123.

ANEXOS

- Esta página foi intencionalmente deixada em branco -

Anexo A: Auto de colheita

MINISTÉRIO DA JUSTIÇA
INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA LEGAL, I.P.
DELEGACIA ODONTOLOGICA

Auto de colheita

REMESSA DE AMOSTRAS BIOLÓGICAS DESTINADAS A ENSINO/INVESTIGAÇÃO

Autópsia n.º 0013/000462 PT-7

Consulta do RENNDA: Sim ☒

Nome —

Não ☐

Material enviado:

Órgão	Localização	Lado	Nº Fragm.
Ligamento cruzado anterior	joelho	direito	1
Ligamento cruzado anterior	joelho	esquerdo	1

Observações:

Data da colheita: 04/07/2013 Hora — 19:00 horas

Perito: Adriano Santo

Colheita: Adriano Santo

Eu, Nando Fernandes, do serviço de FEUP, declaro ter recebido em boas condições o

seguinte material: aviso referido que me foi entregue por Adriano Santo

Data: 09/07/13 Hora: 17:00 horas

Nando Miguel Ribeiro Fernandes
(Assinatura)